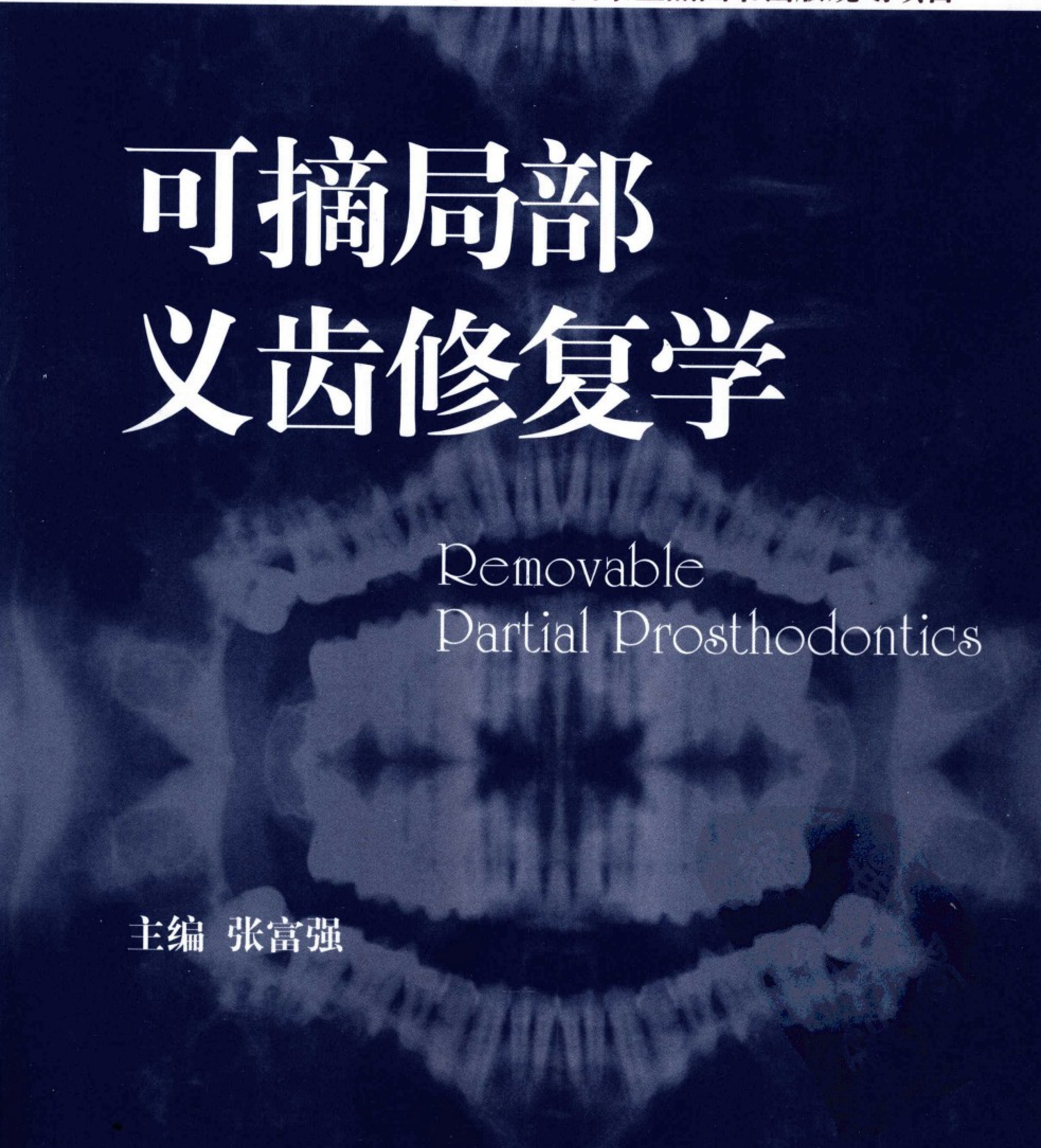
口腔医学精粹丛书 “十一五”国家重点图书出版规划项目



可摘局部义齿修复学

Removable Partial Prosthodontics

主编 张富强

中国出版集团公司 世界图书出版公司

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

VISIT…

LANZAROTE Caliente.com

口腔医学精粹丛书

口腔生物材料学
主编 薛淼　副主编 孙皎 赵信义 张修银

保存牙科学
主编 刘正　副主编 王晓仪

头颈部血管瘤与脉管畸形
主编 张志愿 赵怡芳　副主编 郑家伟 秦中平

口腔疾病的生物学诊断与治疗
主编 郭伟　副主编 陈万涛 任国欣

口腔药理学与药物治疗学
主编 肖忠革 周曾同

口腔颌面种植修复学
主编 张志勇　副主编 王慧明 赖红昌

口腔内科学
主编 周曾同　副主编 周来生 吴士尧

临床牙周病治疗学
主编 束蓉　副主编 徐君逸 毛尔加

唇腭裂修复术与语音治疗
主编 王国民　副主编 杨育生

颌面颈部肿瘤影像诊断学
主编 余强　副主编 王平仲 石慧敏

口腔颌面肿瘤病理学
主编 李江　副主编 田臻

口腔临床流行病学
主编 冯希平　副主编 胡德渝 台保军

颅颌面部介入诊断治疗学
主编 范新东　副主编 林晓曦 毛青

口腔工程技术学
主编 张建中

可摘局部义齿修复学
主编 张富强

ISBN 978-7-5062-9731-8
9 787506 297318 >
WS/9731 定价：160.00元

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

微信公众号

口 腔 视 频

微信搜索qzkqsp1即可关注

福利1

关注后可观看正畸、修复、种植等精彩内容

福利2

关注后领取口腔解剖病理学视频讲座全集

福利3

加入视频分享交流群，解答疑难病例，获取更多视频资源

扫二维码，关注公众号
领取更多口腔资料

口腔医学精粹丛书　“十一五”国家重点图书出版规划项目

可摘局部义齿修复学

Removable Partial Prosthodontics

主编 张富强

中国出版集团公司　世界图书出版公司

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

图书在版编目(CIP)数据

可摘局部义齿修复学/张富强主编. —上海：上海世界图书出版公司，2009. 1
(口腔医学精粹丛书)
ISBN 978-7-5062-9731-8

Ⅰ. 可… Ⅱ. 张… Ⅲ. 义齿学 Ⅳ. R783.6

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2008)第 164109 号

可摘局部义齿修复学

张富强　主编

上海世界图书出版公司出版发行
上海市尚文路 185 号 B 楼
邮政编码 200010
上海市印刷七厂有限公司印刷
如发现印刷质量问题，请与印刷厂联系
(质检科电话：021-59110729)
各地新华书店经销

开本：889×1194　1/16　印张：16.75　字数：405 000
2009 年 1 月第 1 版　2009 年 1 月第 1 次印刷
ISBN 978-7-5062-9731-8/R·222
定价：160.00 元
http://www.wpcsh.com.cn

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

《可摘局部义齿修复学》编写人员

主　　编　张富强

编　　委　（按姓氏笔画为序）

仲维广　李　莹　郑元俐　胥　春

郭　羚　黄　慧　程蕙娟　傅远飞

魏　斌

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

口腔医学精粹丛书

《口腔生物材料学》

《保存牙科学》

《口腔内科学》

《临床牙周病治疗学》

《口腔药理学与药物治疗学》

《口腔颌面种植修复学》

《口腔疾病的生物学诊断与治疗》

《唇腭裂修复术与语音治疗》

《颌面颈部肿瘤影像诊断学》

《口腔颌面肿瘤病理学》

《口腔临床流行病学》

《头颈部血管瘤与脉管畸形》

《颅颌面部介入诊断治疗学》

《口腔工程技术学》

《可摘局部义齿修复学》

PDG

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

“口腔医学精粹丛书”编写人员

主　　编　邱蔚六

副 主 编　刘　正　薛　淼　张志愿　周曾同　张富强

主编助理　吴正一

编　　委　（按姓氏笔画为序）

王平仲	王国民	王晓仪	王慧明
毛　青	毛尔加	石慧敏	田　臻
冯希平	台保军	刘　正	孙　皎
李　江	束　蓉	杨育生	肖忠革
吴士尧	吴正一	邱蔚六	余　强
张志勇	张志愿	张建中	张修银
张富强	陈万涛	林晓曦	范新东
周来生	周曾同	郑家伟	赵怡芳
赵信义	胡德瑜	秦中平	徐君逸
郭　伟	赖红昌	薛　淼	

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

序

自20世纪90年代以来，有关口腔医学的专著、参考书籍犹如雨后春笋，数量剧增。书籍编撰的风格各有不同。有的堪称上乘之作，但重复雷同，涉嫌因袭者亦可见到。为此，上海世界图书出版公司要组织出版一些口腔医学参考书时，我们不由得有点心中犯难，就怕写出来的东西又成了重复的陈货。经过一番思考和讨论终于确定了本丛书编写的指导原则，即以专题为主；以临床口腔医学为主；以国内外医学的新成就、新经验为主；并力图打破原来的学科界限和体系来组织编写一批高级口腔医学参考书。

口腔医学是医学中的一级学科。按照多年来的习惯，在临床口腔医学中又可分为若干个亚科，诸如口腔颌面外科学、口腔内科学、口腔正畸学、口腔修复学等等。其中有的与国外相同，如口腔颌面外科学；有的则不尽相同，例如口腔内科学。当代最具创新或创造性的成果都是产生于各学科或多门学科的相互交叉点或切点上，生命科学出现了学科间交叉、整合、重组的趋势。科学研究如此，临床医学亦莫不如此。学科的整合在基础医学方面当为在分子水平上的整合，例如"分子医学"的崛起；在其他方面则表现为学科与学科之间，科学与技术之间，以及自然科学与人文科学之间，生命科学与非生命科学之间的整合重组，近年来出现的所谓"Bio-X"中心，即生命科学与非生命科学结合的体现。为此，口腔医学的各个学科之间也面临着这一命题，而且在国外业已有一定的经验可资借鉴。在这一原则的思想指导下，我们也试图适应潮流，学习国外的先进经验，打破传统的学科系统来出版一些重新整合的专著，如《保存牙科学》、《颌面颈部肿瘤影像诊断学》和与旧的"口腔内科学"概念完全不同的《口腔内科学》等，以适应新形势的需要。

本丛书的主要阅读对象定位为从事临床口腔医学的中高级医务人员及口腔医学研究生。参加本丛书编写的人员绝大多数为从事临床口腔医、教、研工作多年，且具有高级职称的医师、教师。在书中将融合进他们多年的临床经验以及科研成果，相信对临床口腔医学的发

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

展和医疗质量的进一步提高将有所裨益。

本丛书定名为《口腔医学精粹》，是为了鞭策和督促编写者们能尽最大努力做到精心选材、精心构思、精心组织和精心撰写。但也应当看到，“精粹”的东西毕竟是少数，不可能字字精、段段新，为了书籍的完整性，也不可能只介绍新的理论和技术，而丝毫不涉及传统的、经典的理论和技术。读者阅读后如果能感觉到有一些（或不少）新鲜的东西，目的就应该达到了。

由于这是一种尝试，肯定还有不足甚至错误之处，还望读者不吝赐教，以便再版时更正。

任何书籍往往在出版之后感到尚遗留有不少遗憾，我想本书同样如此，只望遗憾愈少愈好。

在构思出版本丛书时，恰逢上海市口腔临床医学中心在上海第二医科大学附属第九人民医院成立（2001）。愿以本丛书的出版作为这一中心建设的考绩，也希望它能有益于临床口腔医务人员业务水平的提高，以造福于广大口腔颌面疾病患者。



于上海交通大学医学院附属
第九人民医院口腔医学院

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

前　　言

可摘局部义齿是牙列缺损修复治疗的方法之一，尽管近年来牙列缺损的固定修复、种植修复迅速发展，并得到医师和患者的青睐，但可摘局部义齿修复治疗方法仍有其重要地位，尤其随着近代口腔医学设备、材料、工艺和修复观念的迅速发展，同时也赋予了可摘局部义齿修复治疗中有更多新的内容，因此此修复方法永远在牙列缺损修复治疗中起重要作用，而且不会被其他修复方法替代。但是如何使可摘局部义齿修复牙列缺损后能达到最有效的修复效果，是口腔修复医师和技师应不断学习和研究的任务。因为可摘局部义齿修复效果是否理想，取决于对此修复治疗方法的基础理论知识，临床操作技能、修复体制作的基础理论知识，制作技能、修复体材料的性能、修复体的工艺等知识的理解、熟悉和掌握。此书编写目的也就是从可摘局部义齿修复学的基础理论知识为切入点，结合临床和修复体制作中的经验，让读者对可摘局部义齿修复学有更多的认识，并期望对口腔医学学生、研究生、修复科医师、修复体制作人员阅读后有一定帮助。同时也为国内推出的第一本可摘局部义齿修复学专著。

本书所有插图为程蕙娟医师为主的团队绘制，照片由耿屹为主的团队拍摄，修复体由口腔修复科技术制作中心可摘义齿组技师制作，书稿的文字、整理由石清女士完成，在此对他(她)们为本书付出的辛勤劳动表示衷心感谢！同时在写作过程中，对上海交通大学口腔医学院口腔修复教研室、上海交通大学医学院附属第九人民医院口腔修复科、口腔技术中心全体人员的鼎力相助表示感谢！

尽管作者们为本书的编写付出较大力量，但可摘局部义齿修复体的制作工艺、材料和辅助设备在不断发展，因此使本书会存在一些不足，恳请读者谅解和指正。

张富强
上海交通大学口腔医学院
口腔修复教研室
上海交通大学医学院附属第九人民医院
口腔修复科
2007年12月

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

七、脱位力的大小和方向 …………………… (69)
第四节 可摘局部义齿固位力的调节 …… (70)
一、增减直接固位体的数目 …………… (70)
二、选择和修整基牙固位倒凹 ………… (70)
三、调整基牙的分散程度 ……………… (71)
四、调整就位道 ………………………… (71)
五、调节卡环臂进入倒凹区的深度和部位 ……………………………… (71)
六、选择卡环材料刚度和弹性限度 …… (71)
七、选用不同制作方法的卡环 ………… (71)
八、利用不同类型的连接体 …………… (72)
九、利用制锁作用来增强固位效果 …… (72)
十、利用吸附力、大气压力来协同固位 ……………………………… (72)
第五节 可摘局部义齿的稳定 …………… (72)
一、造成可摘局部义齿不稳定的因素 …… (72)
二、可摘局部义齿不稳定的表现形式 …… (74)
三、防止可摘局部义齿不稳定的方法 …… (75)
四、各种不稳定现象的具体处理方法 …… (76)
五、可摘局部义齿稳定的设计原则 …… (78)
第五章 可摘局部义齿的设计 …………… (81)
第一节 可摘局部义齿设计的基本原则 ……………………………… (81)
一、义齿尽可能保护口腔软、硬组织的健康 ……………………………… (81)
二、义齿应有良好的固位与稳定 ……… (83)
三、义齿应与生理性𬌗关系协调 ……… (85)
四、义齿应符合审美的要求 …………… (86)
五、义齿应坚固耐用 …………………… (87)
第二节 可摘局部义齿的分类设计 ……… (87)
一、Kennedy 第一类缺损 ……………… (87)
二、Kennedy 第二类缺损 ……………… (98)
三、Kennedy 第三类缺损 ……………… (103)
四、Kennedy 第四类缺损 ……………… (108)
第六章 可摘局部义齿修复治疗步骤 …… (113)
第一节 病史询问及临床检查 ………… (113)
一、病史询问 …………………………… (113)
二、临床检查 …………………………… (114)
第二节 确定治疗计划 ………………… (123)
一、可摘局部义齿修复前期治疗计划 …… (123)
二、制定可摘局部义齿修复治疗计划 …… (126)
第三节 修复治疗前的口腔准备 ……… (128)
一、外科准备 …………………………… (128)
二、牙周准备 …………………………… (128)
三、基牙的其他准备 …………………… (129)
第四节 牙体预备、印模和填写技工单 …… (129)
一、牙体预备 …………………………… (129)
二、制取印模 …………………………… (133)
三、填写修复体制作设计单和医技交流 ……………………………… (141)
第五节 颌位关系确定和转移 ………… (144)
一、颌位关系确定 ……………………… (144)
二、颌位关系转移 ……………………… (147)
第六节 修复体的制作 ………………… (148)
一、工作模型处理 ……………………… (148)
二、颌位关系记录相关的技工操作 …… (149)
三、固位体、连接体的制作 …………… (151)
四、人工牙排列及选磨 ………………… (163)
五、基托蜡型制作 ……………………… (165)
六、可摘局部义齿的装盒及热处理 …… (167)
七、开盒、修复体研磨和抛光 ………… (171)
第七节 可摘局部义齿的初戴 ………… (173)
一、可摘局部义齿初戴前检查 ………… (173)
二、可摘局部义齿的就位 ……………… (173)
三、可摘局部义齿的调𬌗 ……………… (175)
四、义齿基托组织面适合性检查 ……… (177)
五、医嘱 ………………………………… (177)
第七章 可摘局部义齿的复诊与处理 …… (180)
第一节 义齿初戴后可能出现的问题及处理 ……………………………… (180)
一、牙齿的疼痛 ………………………… (180)
二、软组织疼痛 ………………………… (183)
三、义齿固位力及稳定性的变化 ……… (186)
四、义齿咀嚼功能不佳 ………………… (187)
五、颞下颌关节不适 …………………… (188)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

六、义齿咬颊、唇和咬舌 …………………… (189)
第二节 可摘局部义齿组成部分的损坏与修理 …………………… (190)
一、卡环固位体的变形与折断 ………… (190)
二、𬌗支托折断 …………………… (194)
三、大连接体的变形或破损 …………… (195)
四、基托的隐裂和折断 ………………… (197)
五、人工牙的脱落与折断 ……………… (201)
六、人工牙的添加 …………………… (203)
七、基托的重衬 …………………… (205)
第八章 可摘局部义齿相关的基础研究 …………………… (209)
第一节 国内、外人群牙齿缺失率及修复情况调查 …………………… (209)
一、国内人群缺牙及修复情况调查 …… (209)
二、国外人群缺牙情况调查 …………… (210)
第二节 可摘局部义齿相关的咀嚼功能研究 …………………… (210)
一、咀嚼的意义 …………………… (211)
二、与可摘局部义齿相关的咀嚼效能研究 …………………… (211)
三、咀嚼运动的肌电及与脑核磁成像的相关研究 …………………… (212)
第三节 可摘局部义齿相关的牙槽骨研究 …………………… (215)
一、牙槽骨的代谢与改建 ……………… (215)
二、载荷时牙槽骨的变化 ……………… (216)
第四节 可摘局部义齿相关的颞下颌关节及下颌运动研究 …………………… (217)
一、牙列缺损后引起的颞下颌关节的变化 …………………… (218)
二、不同加载方式对颞下颌关节的影响 …………………… (218)
三、下颌运动的相关研究 ……………… (219)
第五节 可摘局部义齿与发音的研究 …… (220)
第六节 可摘局部义齿修复相关的心理学研究 …………………… (221)
一、牙列缺损和牙列缺失患者的心理分析 …………………… (221)
二、牙科焦虑症 …………………… (222)
三、口腔修复患者审美心理 …………… (223)
四、老年患者的心理评估及临床注意事项 …………………… (223)
第七节 可摘局部义齿的生物力学研究 …………………… (224)
一、可摘局部义齿的生物力学研究的常用方法 …………………… (225)
二、卡环固位体的生物力学分析 ……… (227)
三、𬌗支托的生物力学分析 …………… (235)
四、大连接体的生物力学分析 ………… (239)
五、基牙和牙槽嵴的生物力学分析 …… (241)
附录 关键词索引 …………………… (249)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第一章 概 论

在学习可摘局部义齿的设计、制作等具体内容之前，我们有必要了解：牙列缺损为什么可采用可摘局部义齿修复，可摘局部义齿的发展历程，以及未来的发展方向等相关问题，从而有利于在宏观上把握可摘局部义齿修复的必要性和实用性，并对相关临床或科学研究具有一定的指导意义。

一、可摘局部义齿的基本含义

关于可摘局部义齿，首先应该明确两个名词，即“可摘局部义齿（Removable partial denture，RPD）”与“牙列缺损（Dentition defect）”。“可摘局部义齿”的定义有二，国内学者定义为：利用天然牙和基托覆盖的黏膜及骨组织作支持，依靠义齿的固位体和基托的固位作用，人工牙恢复缺失牙的形态和功能，并用基托材料恢复缺损的牙槽嵴及软组织形态，患者能自行摘戴的一种修复体。而国外学者定义为：用于恢复位于尚存部分天然牙，牙弓上的缺失牙和相关支持组织的活动修复体，它是修复患者缺失牙齿外观和功能的方法之一，并且有充分的证据来支持其长期应用的成功性。其实，将两者的定义结合在一起应该能更好地描述可摘局部义齿之全面含义。“牙列缺损”是指上下颌牙列内的不同部位有不同数目的牙齿缺失，牙列内同时有不同数目的天然牙存在。简言之，上颌或下颌牙齿缺失数目在1~13之间，如双侧第三磨牙存在的话在1~15之间，即牙弓上应余留有自然的牙齿。

二、可摘局部义齿的应用意义及适应证

牙列缺损的常规修复方法目前主要有：可摘局部义齿、固定局部义齿和种植义齿。近年来，由于修复材料的更新与改进，固定和种植修复技术的迅速发展，其普及率逐步提高，尤其在发达国家和地区。但是，就患者自身口腔条件，充分考虑患者对修复的要求和期望值，综合考虑固定义齿和种植义齿所具备的条件，如修复费用、适应证、手术过程、修复时间、修复的远期效果等，使得这两种修复方法在目前、乃至今后很长一段时期内，仍不可能完全取代传统修复方法——可摘局部义齿。

（一）可摘局部义齿的优点

可摘局部义齿修复治疗过程中对牙列中基牙和其他牙齿的牙体组织的选磨比固定义齿和附着体义齿等要少，对基牙选择的要求也比固定义齿的基牙要低，因为其适应范围广，几乎所有的缺牙情况皆可用可摘局部义齿来修复。并且，其制作方法相对简单，便于患者自行摘戴和清洁维护，损坏后亦容易修补和添加。此外，对于颌面部缺损伴牙齿缺失的患者，其修复效果均较好。

（二）可摘局部义齿的缺点

可摘局部义齿在绝大多数情况下均需要设计

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

基托，如此基托要占据口腔的一定空间，所以义齿初戴时异物感明显，需要一段时间适应；若放置在尖牙和前磨牙区的固位体容易暴露而影响美观；同时，其稳定性不如固定义齿和种植义齿，咀嚼时义齿可能会产生一定的动度，咀嚼效率低于固定义齿和种植义齿。

（三）可摘局部义齿的适应证

各类牙列缺损患者，尤其是 Kennedy 第Ⅰ、Ⅱ类牙列缺损。

过渡性修复及即刻义齿。可作为拔牙创未愈合者、处于生长发育期少年的过渡性修复及因美观要求采用的拔牙前的即刻义齿修复。即刻义齿在拔牙后可立刻戴入，具有减少不良影响、消除拔牙患者心理障碍等作用，通常选用可摘局部义齿形式。

在修复缺失牙的同时考虑咬合关系重建并需要升高正中咬合时颌间距离的患者。

可摘食物嵌塞矫治器，同时需要义齿修复的患者。

可摘式牙周夹板。基牙或余留牙松动不超过Ⅱ°，牙槽骨吸收不超过 1/2 者，可在修复缺失牙的同时固定松动牙，形成可摘式牙周夹板。

腭裂伴缺失牙的患者。

缺失牙伴牙槽骨、颌骨和软组织缺损的患者。

不能耐受制作固定义齿磨除牙体的患者。

固定义齿或种植义齿修复失败的患者。

（四）可摘局部义齿的禁忌证

缺牙间隙过小，导致义齿强度不足的患者。

牙冠形态异常，不能为义齿提供足够固位力的患者。

基牙倾斜移位，松动达Ⅲ°的患者。

口腔内存在黏膜病变，并且长期不能痊愈，佩戴义齿会接触或覆盖病变区的患者。

无法克服义齿基托的异物感的患者。

有吞服义齿危险因素存在的精神病患者。

对基托材料存在过敏现象的患者。

不能保持口腔和义齿的清洁卫生，基牙和义齿易附着菌斑，生活不能自理的患者。

因特殊职业等原因，对发音要求较高的患者。

三、可摘局部义齿的历史回顾

鉴古知今，学史明志。

无论从事科学研究，抑或了解社会现实、提高个体人文修养，离开了历史学，都是没有根基的。

严格意义上讲，牙医学（dental medicine）的形成与外科学密切相关。正式的牙医学的建立和发展约在 17~18 世纪的欧洲和美国开始的。

大约 2~3 万年前的人类颅骨上就有龋病痕迹，由此可以看出当时应该存在因龋病导致的牙齿缺失的情况，但是否能修复缺失牙，目前尚无法考证。第一副比较规范的局部义齿出现在公元前 700 年，Etruscans 的牙医用纯金带环相互焊接来固定天然牙，并使用象牙和骨来制作假牙（见图 1-1）。

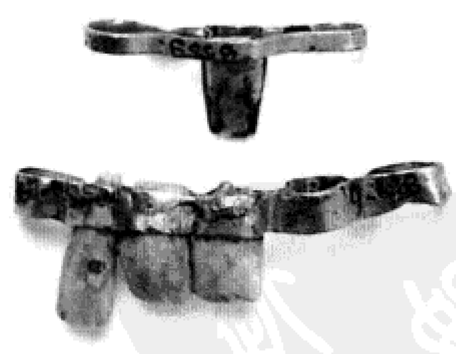


图 1-1　Etrus 人制作的假牙

最早关于可摘局部义齿的记载为公元前 65~68 年的一篇有趣文献，在 Horace 的讽刺文章中写到："一个名叫 Canidia 的巫婆，因为跑得太快了以至于她的假牙都掉下来了。"从描述中推测，在当时，局部义齿应该是比较平常的东西，以至于在诗

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

歌中被提及而没有更多的相关评论。我国最早的有关义齿修复的记载为，南宋陆游（公元 1127~1209）有诗《岁晚幽兴》：“卜冢治棺输我快，染须种齿笑人痴”，并自注云：“近闻有医以补堕齿为业者”，是活动还是固定义齿则不得而知了。

17~18 世纪，法国的牙科学处于领先地位，法国的 Pierre Fauchard（1678~1761）由于对牙外科学的贡献而被称为“牙科学之父”，Fauchard 之于牙科学就像希波拉底之于西方医学一样，他的研究几乎囊括了 18 世纪所有有关牙科学的基础与临床内容（见图 1–2）。Pierre Fauchard 的著作《牙外科学、牙齿的治疗》中有关可摘局部义齿的描述，下图为其设计的铜制活动义齿（见图 1–3）。

1840~1860 年间，英国人制作的可摘局部义齿，前牙为瓷牙，后牙为象牙雕刻而成，基托用金制作，上、下义齿间用弹簧固定（见图 1–4）。



图 1–2 Pierre Fauchard

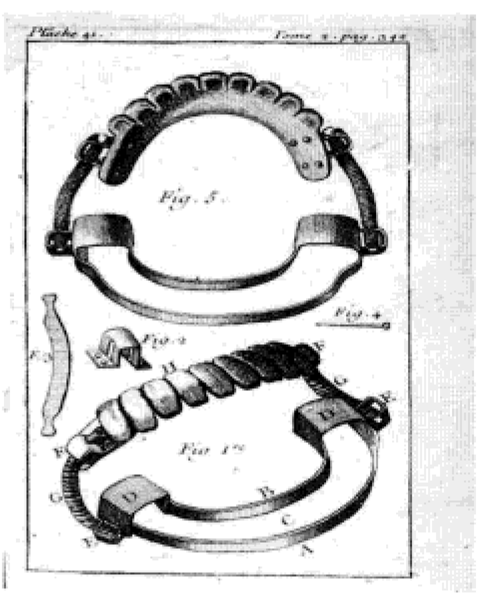


图 1–3 Fauchard 设计的铜质义齿

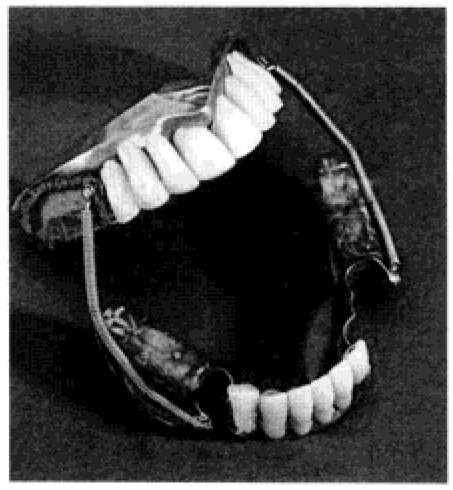


图 1–4 英国人制作的可摘局部义齿

1851 年，某种热带植物的汁液制成硬橡胶的技术被发明。这种材料不但能与口腔形态相吻合，而且在其上可以黏附人工瓷牙，并且制作费用更为低廉。这种硫化橡胶制作义齿基托使用了约 90 年。

1931 年，聚丙烯酸甲酯的出现为活动义齿的改进提供了良好契机，用其可以制作出性能更好的基托。1955~1975 年间制作的上颌可摘局部义齿（见图 1–5）。

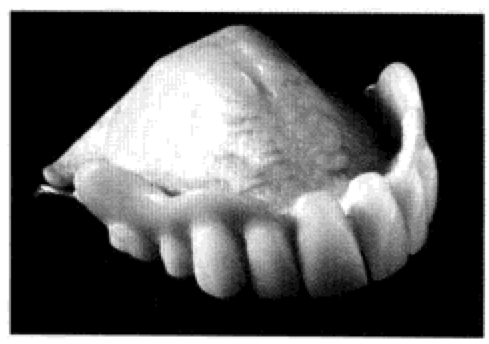


图 1–5 上颌可摘局部义齿

以上是关于可摘局部义齿的简要历史回顾，从文字记载可以看出我国早在宋朝就已有补牙业者，而近代包括可摘局部义齿修复在内的口腔修复学的发展要比西方国家略晚。

四、可摘局部义齿的现状

材料学的研究是对口腔修复发展最具影响力的研究之一，对于可摘局部义齿初期的橡胶到甲基丙烯酸甲酯，再到复合树脂的应用，抑或锻丝卡环

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

到整体铸造支架的应用等，都揭示了口腔应用材料学的发展对可摘局部义齿的修复质量的提高起着至关重要的作用。

传统的可摘局部义齿主要由人工牙、固位体、连接体和基托组成。

1. 人工牙

人工牙目前多数为成品牙，如聚甲基丙烯酸甲酯塑料牙、工程塑料牙和复合树脂牙等。人工牙多具有多层特点，最多达四层色，有的还加入荧光颜料使牙齿在一定光线下显示与自然牙相似的色泽。其中以复合树脂牙最为理想。另外还有陶瓷牙，因其脆性较大、与基托材料结合不紧密、不易调改等缘故，目前应用较少。近些年，为了使基托与口腔牙龈黏膜更加协调逼真，在用于基托的牙托粉中加入深红色的微细纤维，目的是模仿牙龈中的毛细血管，与真实牙龈更加相像。

2. 固位体

固位体最初主要采用不锈钢丝或铸造钴铬合金，因其颜色为银白色或灰黑色，使得义齿就位后保留在自然牙的颊、唇面的固位臂与自然牙形成明显反差。由于可摘义齿固位体必须有颊面或唇面的固位臂，为了改善美观，学者们只能在临床上采用缩小或减少固位体体积和数目来达到美观效果，但仍未解决金属颜色暴露问题。针对此问题，有学者考虑采用近似于牙体颜色的金属固位体，使固位体表面的色泽与自然牙接近，以达到与自然牙色基本接近的美学原则，但唇、颊侧异物感问题仍未解决，可能会影响患者的软组织功能及导致不适。为达到审美要求，近年有采用与自然牙龈色泽相接近的隐形义齿来修复。但隐形义齿自身亦有一定的缺点，即不利于牙龈软组织保健，易造成人造牙与基托的分离等。

3. 连接体

目前的连接体多为塑料、钴铬合金、钛合金等。塑料基托虽然与口腔组织接触紧密，但其面积较大，坚固耐久性较差。而钴铬合金存在质量较重，加工略为复杂的缺点。进而学者研制出重量轻，对人体无害的钛合金支架，并可在钛金属表面进行处理来改善其色泽，这样既改变连接体表面色泽，又符合生物力学原则，同时不增大、增厚而影响连接体的体积。

4. 可摘局部义齿的设计

可摘局部义齿的设计一直被视为较复杂的问题。仅上颌或下颌其缺牙组合类型就有 65 534 种，加上义齿设计必须考虑的一些临床因素，使设计方案愈加复杂。目前很多学者致力于专家系统的研究。如 1985 年日本的 Meada 系统、1989 年美国的 MacRPD 系统、1991 年英国的 RaPiD 系统和 1993 年中国的吕培军系统等。但目前的可摘局部义齿设计专家系统由于多为个别专家的意见，可能不具有代表性，专家系统的被接受程度仍处于较低水平。

近年由于新型材料的出现和相关制作技术的更新，如套筒冠、精密附着体、种植体及磁固位体等的应用，较好地解决了可摘义齿佩戴的明显不适感，以及影响美观等问题。另外再介绍两种比较特殊的可摘局部义齿，如分割式可摘局部义齿（见图 1-6），该义齿既能有效的行使活动义齿的功能，又

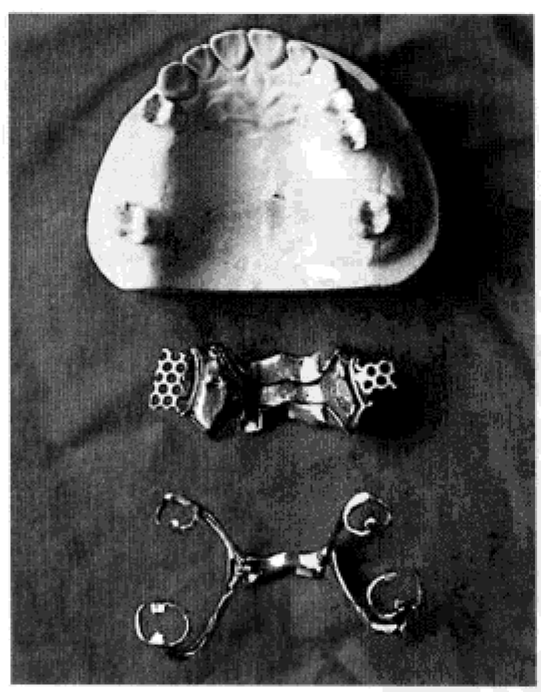


图 1-6 分割式可摘局部义齿

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

能较好的保护基牙的健康。特别适用于口腔状况不好或基牙存在Ⅰ°~Ⅱ°松动的患者。另一种为悬锁卡环可摘局部义齿，同样适用于牙周情况较差的患者，其对天然牙有夹板固定作用。

五、可摘局部义齿的展望

整体铸造支架可摘局部义齿为牙列缺损提供了较好的修复方式，使义齿能够取得更好的固位效果。但是相关材料的研究，如铸造合金、包埋材料、铸造设备、制作工艺、焊接工艺等关键性技术皆需要进一步改进，这也是口腔修复学重要的发展方向。

钛金属的应用具有重要意义，钛具有优良的生物性能与机械性能，贮藏量丰富，是一种具有广阔应用前景的口腔修复材料。钛及钛合金制作的可摘义齿支架重量轻，有望在21世纪成为应用较广泛的支架合金。可摘局部义齿钛支架部件容易焊接，利用激光焊接不需直接接触焊件。由于钛的热传导率低，有些学者甚至预测可摘局部义齿的口腔内焊接也将成为可能。

21世纪将是信息科学的时代，而信息科学的代表就是计算机技术的广泛应用。计算机在口腔医学中已经得到越来越广泛的应用，可以预见，计算机技术在应用于可摘局部义齿的设计和制作方面将有着光明的前景。修复体的计算机辅助设计与辅助制作(computer aided design/computer aimed manufacture，CAD/CAM）系统较精密铸造法有许多优点，如可避免蜡型变形及铸件收缩，制作时间明显缩短等。目前，用于支架制作的CAD/CAM系统仍在研制、开发过程中。计算机辅助的专家系统也在不断的完善之中。

附着体义齿兼顾固定义齿和可摘局部义齿的优点，其中磁性附着体与机械性附着体使可摘局部义齿设计更为灵活，可明显提高义齿的功能。尤其是随着材料和加工工艺的不断改进，精密附着体在可摘局部义齿修复的设计与制作中具有更多灵活性。

随着经济的迅速、稳步发展，在口腔医务工作者的大力倡导和宣传下，人们的爱牙意识逐步增强，口腔预防工作亦卓有成效，口腔疾病谱与以往相比将会发生较大变化。随之而来的是修复人数的增加，以及对修复要求、修复方法和修复种类等的多元化和高品质化需求。因此迫切要求口腔修复医师拥有全新的修复学职业观念，不断提高自身业务水平。

（仲维广）

参考文献

1 陈治清. 口腔材料学. 北京：人民卫生出版社，2003：59-60.
2 巢永烈，梁星，高卫民. 我国复杂可摘局部义齿修复的发展现状与问题. 中华口腔医学杂志，2001，36(3)：165-166.
3 郭宏，齐仕珍，刘洪臣. 钛在可摘局部义齿修复中的应用. 中华口腔医学杂志，1999，34(2)：126-127.
4 Horace：Satires，Book 1，VII line 48.
5 罗云，王敏，楼北雁，等. 分割式可摘局部义齿的制作与临床应用. 华西口腔医学杂志，2006，24(2)：125-127.
6 李玲，张富强. 可摘局部义齿设计专家系统研究进展. 国外医学口腔医学分册，2000，27：28-31.
7 Nicholas J A Jepson 著，王家伟等译. 可摘局部义齿. 北京：人民军医出版社，2006.
8 Roggensack M，Walter MH，Boning KW. Studies on laser and plasma welded titanium. Dent Mater，1993，9：104-107.
9 宋应亮，郭天文，赵铱民，等. 形式美学法则在可摘局部义齿修复中的应用发展. 中华医学美容杂志，2000，6(4)：204-205.
10 徐君伍. 口腔修复学. 北京：人民卫生出版社，2000：203.
11 周大成. 中国口腔医学史考. 北京：人民卫生出版社，1991.
12 张富强. 附着体义齿. 上海：上海科学技术文献出版社，2003：1-7.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第二章　可摘局部义齿的组成

一件可摘局部义齿通常由连接体、基托、人工牙、卡环、支托等部件构成(见图 2-1)。这些部件各自在义齿中承担不同的作用。

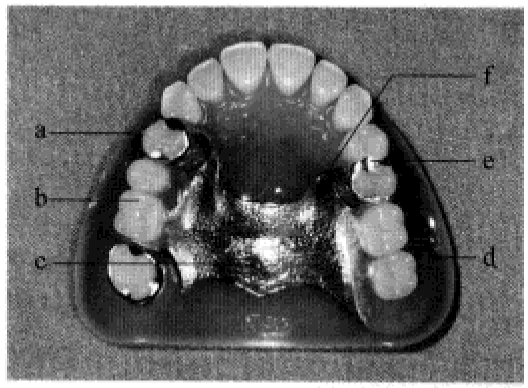


图 2-1　可摘局部义齿的组成

a：固位体　b：人工牙　c：大连接体　d：基托　e：支托　f：小连接体

第一节　基　托

基托(denture base)，又称为基板(base plate)，是覆盖在无牙牙槽嵴以及硬腭等口腔软硬组织表面，与承托区黏膜直接接触的部分。基托中位于缺牙区，覆盖缺牙区牙槽嵴的部分又可以叫做鞍基(saddle)。可摘局部义齿基托暴露于口腔，与唇颊和舌肌接触的面叫做磨光面（exposed side)，与口腔黏膜组织接触的面叫做组织面(tissue side)(见图 2-2,2-3)。



图 2-2　基托的磨光面

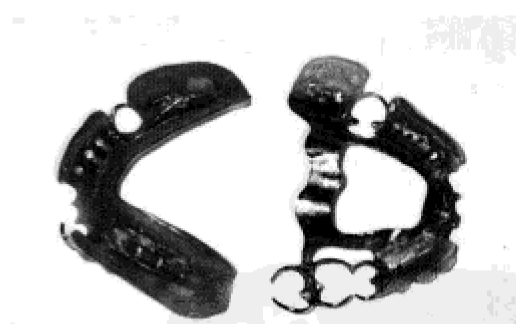


图 2-3　基托的组织面

一、基托的作用

1. 传递𬌗力作用

基托的主要功能是用于提供人工牙的排列附着，并在功能状态下承受𬌗力，把咀嚼时缺牙区人工牙所受到的𬌗力传导和分散到基托所覆盖的支持组织。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 连接作用

基托将义齿的各个组成部分，如连接体、人工牙、卡环、支托等部件连接在一起，成为一件完整的可摘局部义齿。

3. 修复缺损作用

基托还可以恢复口腔内缺损的软硬组织，比如拔牙后丧失的牙槽嵴高度、外伤造成的部分软硬组织缺损都可以通过基托恢复并得到比较自然的效果。随着材料技术的更新，基托的颜色越来越逼真，仿真效果（主要指前牙缺损时利用基托恢复牙龈和缺失牙槽嵴的仿真效果）得到进一步加强。

4. 固位及稳定作用

借助基托与黏膜间的吸附力、基托与基牙及邻近牙之间的摩擦力、反约束力，可以增加义齿的固位以及稳定，同时还具有防止义齿翘动的间接固位作用。

5. 功能性刺激作用

义齿基托还具有对其下方覆盖的剩余牙槽嵴进行功能性刺激的作用。因为基牙和黏膜本身在功能状态下有生理动度，所以任何义齿基托，即使是完全由基牙支持的可摘局部义齿的基托，都会有一定的垂直向的动度。有研究显示，承受生理性功能压力的口腔黏膜软组织与废用性黏膜软组织相比可以保持较好的形态和色泽。

二、基托的分类

可摘局部义齿的基托可以按其𬌗力的支持形式不同，分成牙支持式局部义齿基托、黏膜支持式局部义齿基托和混合支持式局部义齿基托；也可以按制作材料的不同分为金属基托、树脂基托、金属网加强树脂基托和纤维增强树脂基托。

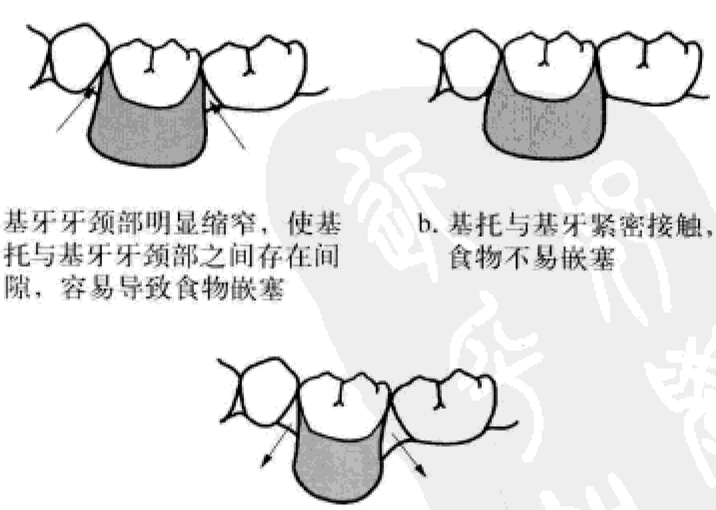
（一）按𬌗力的支持形式分类

1. 牙支持式可摘局部义齿基托

在牙支持式可摘局部义齿，位于两个基牙之间的基托主要用来支持人工牙，咀嚼时产生的𬌗力通过基牙上的支托直接传导到基牙，基托不分担𬌗力或仅分担很少一部分𬌗力。可摘局部义齿基托及其上方的人工牙还可以防止缺牙间隙两侧天然牙的水平移位和对𬌗牙的垂直移位。

美观是修复前牙缺失时基托设计考虑的重点，要利用基托尽可能模仿天然牙龈的形态、色泽，恢复缺失的牙槽嵴以及唇颊部的丰满度。而后牙修复时，基托的美观要求可略低于前牙修复。

通过大量的临床观察发现，在牙支持式可摘局部义齿中，当基托与基牙邻面接触点区域广泛接触时，牙龈的健康状况保持得最好。但有时，由于基牙牙颈部明显缩窄，存在很大的倒凹，为了保证义齿的就位基托不能进入倒凹区，于是基托与基牙牙颈部之间必然存在较大的间隙，容易导致食物嵌塞，长时间的食物嵌塞，会引起基牙的慢性牙周炎症，甚至造成牙周袋。这种情况下，如果进一步扩大基托与基牙之间的间隙，使基托与基牙在接触点以下完全不接触，利用口腔的自洁作用，反而能相对较好地保持牙龈健康（见图 2-4）。因



a. 基牙牙颈部明显缩窄，使基托与基牙牙颈部之间存在间隙，容易导致食物嵌塞

b. 基托与基牙紧密接触，食物不易嵌塞

c. 扩大基托与基牙间的间隙，利用自洁作用

图 2-4　基托与基牙邻面的接触关系

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

此在取模前，我们要尽量修整基牙的倒凹，对于某些过大的倒凹，如果不能简单地通过修整牙体改善，必要时应该先做冠修复或通过嵌体改善该基牙过大的倒凹。

2. 黏膜支持式可摘局部义齿基托

黏膜支持式可摘局部义齿基托可以为义齿提供支持作用，通过基托传导𬌗力，由基托下方覆盖的软硬组织承受和支持𬌗力。因此，在设计和制作黏膜支持式可摘局部义齿基托时首先要考虑的就是如何获得足够的支持作用。根据雪地鞋原理（snowshoe principle），宽广的覆盖面可以在提供最大支持的同时，使单位面积分担最小的负荷。这也就是说，可摘局部义齿的基托通过尽可能扩大覆盖面积，并与所覆盖的组织保持尽可能密合，可以将𬌗力尽可能均匀地分散到下方的软硬组织，从而获得尽可能大的支持作用。义齿基托的伸展范围主要由缺牙区周围的软硬组织形态及功能状况下的口腔组织（黏膜、唇颊肌等）的运动所决定。也就是说只有熟悉口腔的解剖结构，掌握承托区的组织特点，取得准确的印模，制作密合的义齿基托，才能获得义齿基托的最大支持作用。

3. 混合支持式可摘局部义齿基托

为以上两种支持方式都存在的可摘局部义齿基托形式。

（二）按基托的材料分类

义齿基托除了具有不同的功能目的，其制作材料也各不相同，常用的有树脂基托、金属基托、金属网加强树脂基托和纤维增强树脂基托。

1. 树脂基托（resin base plate）

20 世纪 40 年代以前，义齿基托主要是由硫化橡胶制作的，这种基托颜色不够理想，而且加工制作也比较困难。1930 年，德国 Rohm Hass 公司发明了聚甲基丙烯酸甲酯（PMMA），1936 年德国 Kulzer 公司首创性的用悬浮聚合法将聚甲基丙烯酸甲酯制成牙托粉并用于义齿的制作，开创了口腔修复材料的新时代。目前常用的义齿基托材料主要是聚甲基丙烯酸树脂及其改进产品。树脂基托（见图 2–5）按固化方法不同一般又可以分为加热固化型、室温固化型和光固化型，随着材料和加工工艺的发展，一些新的固化成型法也不断涌现，比如加压成型法、加压灌注法和加热压注成型法等。

加热固化型基托树脂又称热凝基托树脂，它通过适当的加热来进行固化成型，是目前最常用的一种基托树脂材料。其优点为色泽美观，重量轻，操作简单，价格经济，而且便于义齿修补和基托重衬等。树脂基托的不足之处是其坚韧度及抗折力较差，随使用时间的推延会产生老化变色。

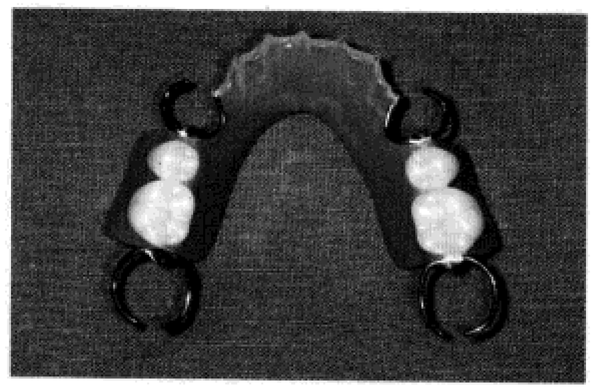


图 2–5 树脂基托

2. 金属基托（metal base plate）

金属基托常用的材料有钴铬合金、金合金和钛合金（见图 2–6），通过整体铸造完成。金属基托强度大，体积小，不易折断，患者感觉舒适，易于清洁，而且不会被清洁剂磨损。另外，合金的化学稳定性好，是热的良导体，有很好的温度传导作用，这不但有利于黏膜健康，而且在进食过热的食物时，能够及时自我保护。金属表面还可以模仿腭皱形态，有利于发音。

有研究表明金属基托下所覆盖的黏膜组织的健康状况要好于树脂基托。这可能是因为金属表

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

面光滑，与黏膜的密合度好。其次，金属基托表面致密，易于清洁，不会老化。另外，金属有良好的热传导性，热刺激的增加能为黏膜提供更好的血循环。

金属基托的缺点是不能对基托的组织面进行重衬(relining)，当可摘局部义齿修复后缺牙区的牙槽嵴再度发生吸收时，基托组织面与被覆盖的口腔软硬组织间产生间隙，密合度明显降低。

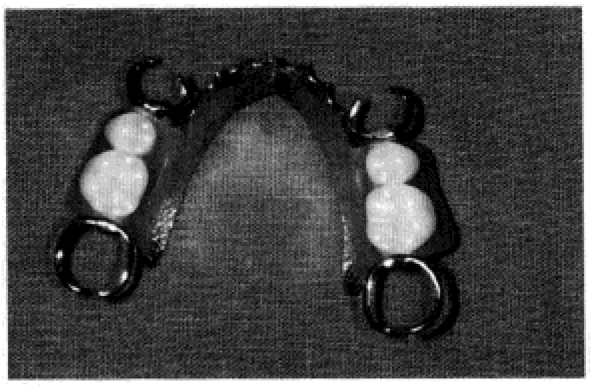


图 2-6 金属基托

3. 金属网加强树脂基托(metal framework reinforced resin base plate)

由于树脂基托坚韧度及抗折力较弱，于是临床常在树脂基托中加入成品金属网或铸造金属网状结构，以此来增强树脂基托的机械强度(见图 2-7)。但网状加强设计要合理，一般临床上多在基托的应力集中区(如上颌硬腭区、下颌前牙区)设计金属加强杆或金属网状结构来增加基托的强度。

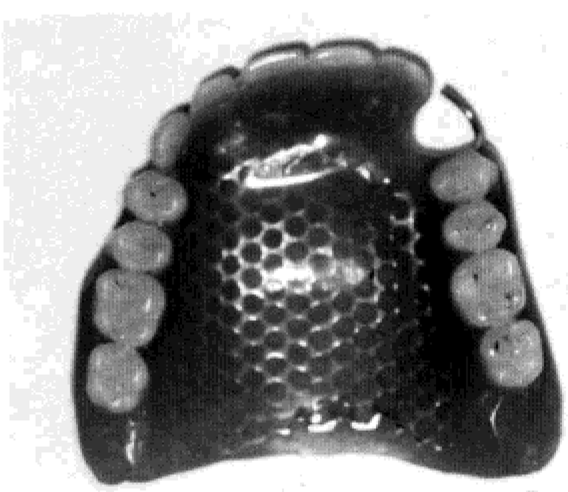


图 2-7 金属网状加强基托

4. 纤维增强树脂基托 (fiber reinforced resin base plate)

纤维增强树脂基托是指聚甲基丙烯酸树脂基托在制作过程中加入各种增强纤维而制成的一种可摘局部义齿基托。由于聚甲基丙烯酸树脂的机械性能不够理想，有时会造成义齿基托应力集中区的基托(如上颌硬腭区腭中缝、下颌前牙区)折裂断裂。从 20 世纪 60 年代起，Nagia 尝试将玻璃纤维埋入聚甲基丙烯酸树脂中，开创了纤维增强义齿树脂基托研究的历史。20 世纪 90 年代，以 Vallittu 为代表的大批学者对增强纤维的种类、含量、埋入的位置以及纤维的表面处理进行了一系列深入研究，纤维增强树脂基托的研究为临床提供了具有良好机械性能的基托材料，为更好解决义齿树脂基托断裂的问题提供了可能。常用的增强纤维有玻璃纤维、碳纤维、芳能纤维和超高模量聚乙烯纤维等。

三、基托的要求

(一) 基托的伸展范围

1. 基托的后缘

可摘局部义齿基托后缘伸展的范围要根据牙列缺损的具体情况而定。末端游离的上颌可摘局部义齿，基托一般应盖过上颌结节，伸展至翼上颌切迹。双侧末端游离的牙列缺损或缺牙数较多时，基托后缘中部应止于硬软腭交界处稍后的软腭处(见图 2-8)。下颌末端游离义齿的基托后缘应覆盖磨牙后垫的 1/3~1/2。当基牙条件较好，能分担义齿所承受的大部分殆力的情况下，可以适当减小基托面积，减轻异物感。

2. 基托的边缘

基托的唇、颊侧边缘应伸展至黏膜转折处，边

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

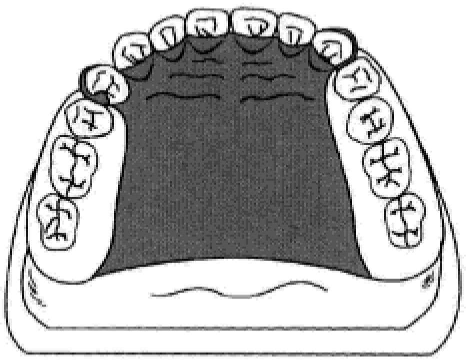


图 2–8　末端游离的上颌可摘局部义齿基托的后缘

缘要圆钝，既要有良好的封闭固位作用，又不要刺激黏膜，不妨碍舌的功能活动。基托边缘一般不宜进入组织倒凹区，以免影响义齿就位或在就位过程中损伤软组织。

上述为基托的最大伸展范围，临床应根据缺牙部位、数目、基牙健康状况、牙槽嵴吸收程度、𬌗力的大小和缺牙区软硬组织缺损等情况综合考虑，设计合适的基托范围。在有利于可摘局部义齿固位及稳定，不影响唇、颊、舌软组织活动的原则下，尽量减小基托面积，使患者感到轻巧、舒适和美观。如个别前牙缺失、牙槽嵴丰满者可不放唇侧基托。上颌末端游离缺损的可摘局部义齿的基托后缘，应尽可能前移，缩短基托后缘，以免引起恶心。

（二）基托的厚度

基托的厚度与基托的材料直接相关。树脂基托的机械性能相对较差，过薄容易造成义齿基托断裂，因此树脂基托厚度一般不能少于 1.5~2 mm，以保证它的抗挠曲强度。但是树脂基托也不能过厚，

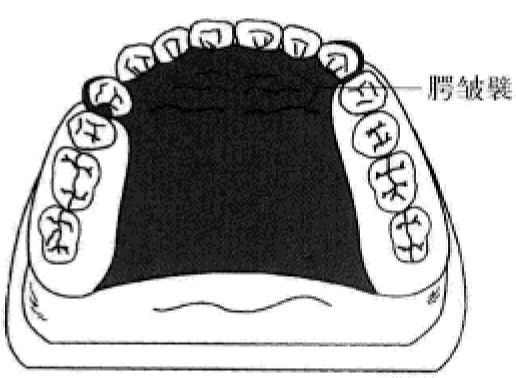


图 2–9　腭板前部仿腭皱襞的形态

过厚会引起明显的异物感，患者感觉不舒适。另外，上腭基托的前 1/3 区应尽可能薄些，以免影响发音，还可以模仿腭皱襞的形态将基托表面做成腭皱形（见图 2–9），这样既有利于基托的强度，又能辅助发音。金属基托由于抗挠曲强度好，厚度一般为 0.5 mm，边缘可稍厚且圆钝。

（三）基托与基牙及邻牙的关系

当可摘局部义齿按共同就位道方向就位时，缺牙区基托一般不应进入基牙邻面的倒凹区，腭（舌）侧的基托边缘应与基牙以及邻近牙的导线以上非倒凹区接触，前牙置于舌隆突上。基托边缘与基牙及其邻牙牙面密合但不能产生压力，基托的龈缘区组织面要作适当缓冲，一方面为了不损伤基牙、邻牙以及游离龈，另一方面也有利于摘戴义齿。

（四）基托与黏膜的关系

在非功能状态下，不承受𬌗力时，基托与黏膜应该密合而无压力。需要覆盖上颌结节颊侧、上颌硬区、下颌隆突、内斜嵴、骨尖等部位的基托，其组织面应作适当的缓冲，以免基托受力时下方所覆盖的软硬组织被压迫产生疼痛（见图 2–10）。

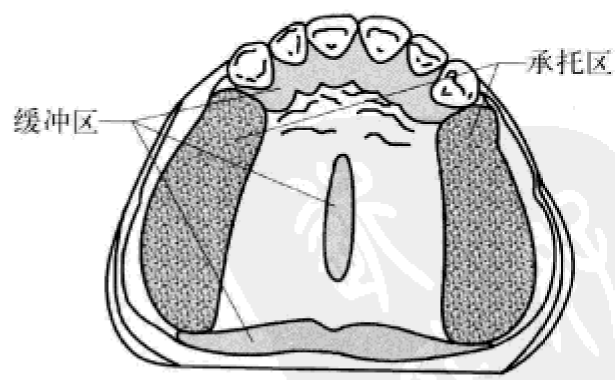


图 2–10　上颌的承托区和缓冲区

（五）基托的形态和审美要求

基托组织面应该与其下方覆盖的口腔软硬组

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

织外形吻合，密合但无压痛。磨光面高度磨光，边缘曲线匀整、圆钝。在基托的颊、舌侧可形成凹型的磨光面，在人工牙牙冠颈缘下显出根部形态（见图 2-11），相当于龈乳头区略凹陷，立体感强，自然逼真，同时也有利于固位。基托腭面要尽量形成腭隆凸和龈乳突，以及腭皱形态。唇侧基托基本上不承受㿻力，因而体积要小，边缘和龈外展隙区可以适当薄一些，不妨碍唇的运动，减少异物感。在牙槽嵴丰满的前牙区有时为了美观可以不放基托。

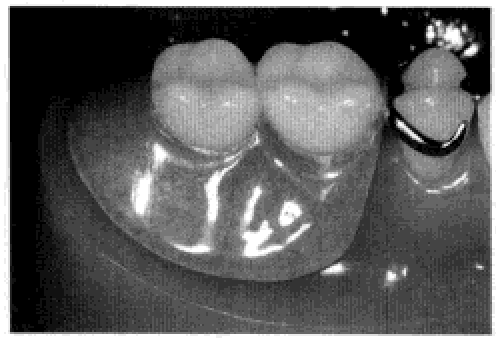


图 2-11　人工牙颈缘基托模仿龈乳头形态

第二节　人　工　牙

人工牙（artificial teeth）是可摘局部义齿中位于缺牙间隙用来代替缺失的天然牙，恢复牙列形态和咬合关系的部分。

一、人工牙的作用

对于后牙缺失的患者，主要是通过人工牙替代缺失的天然牙，恢复咬合关系，帮助咀嚼和消化。

对于前牙缺失的患者，天然牙缺失主要会造成口唇塌陷，面容苍老，还会影响“si”、“ci”等唇齿音的发音，人工牙修复后不但可以使患者恢复自然的牙列形态，切割功能，改善容貌，还可以有助于发音。

二、人工牙的分类

（一）按制作材料不同分类

1. 树脂牙（resin tooth）

树脂牙是用聚甲基丙烯酸树脂制作的人工牙，其中有成品牙（见图 2-12），也可由技术室根据患者的特殊要求个别制作。目前临床已采用的多层色硬质树脂牙色泽美观、形态逼真，重量轻不易脱落，有韧性，不易折断，可任意磨改以适应不同缺牙间隙。但树脂牙与瓷牙相比，硬度较差，易磨损，不够致密，有时会被污染变色。

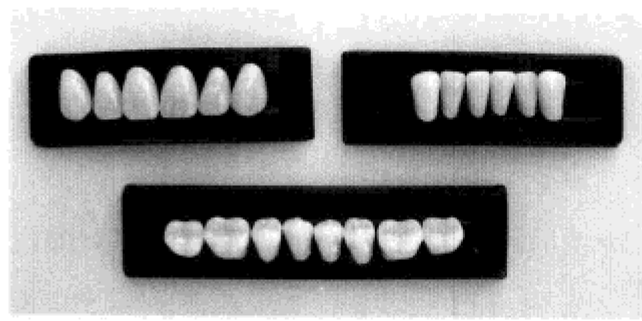


图 2-12　成品树脂牙

2. 瓷牙（procelain tooth）

瓷牙均为瓷质成品牙，瓷牙利用机械固位，通过盖嵴面上的固位钉周围或窝洞里的树脂与基托相连（见图 2-13）。瓷牙硬度大、质地致密、不易磨损、咀嚼效率高、光泽好、不易污染变色。但其脆性较大、易折裂、不能任意及过多磨改，所以主要适用于缺隙较大及多个后牙连续缺失、缺牙间隙的近远中距离

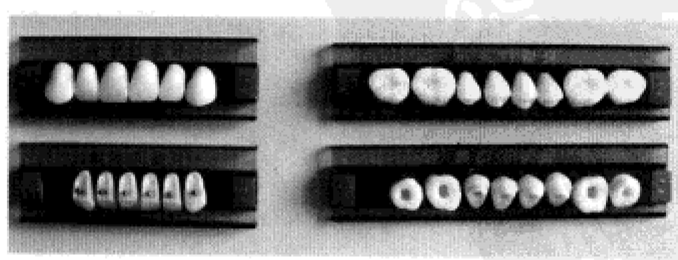


图 2-13　成品瓷牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

及殆龈距离正常、缺牙区牙槽嵴丰满、对殆牙牙周健康者。缺牙间隙近远中及殆龈距离过小时不宜选用。

3. 金属殆(舌)面牙(tooth of resin combined with metal occlusal surface)

金属殆(舌)面牙是指人工牙后牙的殆面或前牙的舌面部分,用不同金属铸造或锤造制成,利用金属固位装置与树脂牙或基托连接(见图 2-14)。由于金属硬度大、强度高,能承受较大殆力,不易破裂及磨损,但缺点是难以磨改调殆。适用于对殆牙伸长或因邻牙向缺牙区倾斜移位导致缺牙间隙窄小、殆龈距离过低者。

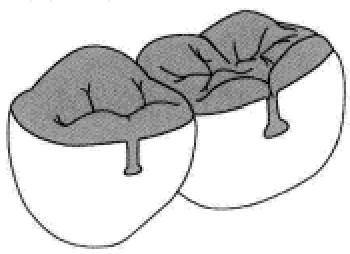


图 2-14 金属殆面牙

4. 金属牙(metal tooth)

为了防止人工牙的折断,对于缺牙间隙过度窄小或殆龈距离过低者,可采用铸造金属牙,将金属牙与殆支托、卡环及大连接体等做整体铸造(见图 2-15),达到修复牙列缺损和坚固耐用的目的。

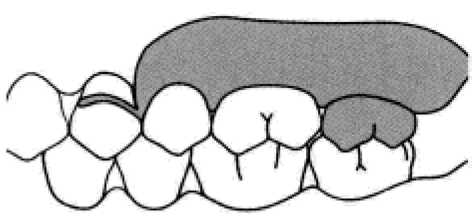


图 2-15 与支架整体铸造的金属牙

(二) 按人工牙殆面形态不同分类

1. 解剖式人工牙(anatomic tooth)

解剖式人工牙又称为有尖牙,牙尖斜度一般为 30°~33°(见图 2-16),殆面与初萌出的天然牙殆面相似。正中殆时,上下颌间有良好的尖窝锁扣关系,咀嚼功能较好,形态自然,但咬合时,人工牙产生的侧向力大,对牙槽嵴和支持组织要求较高,而且不适用于对殆牙已有明显磨耗的患者。

2. 非解剖式人工牙(non-anatomic tooth)

非解剖式人工牙的殆面没有牙尖及斜面,所以又称无尖牙。它的殆面具有溢出沟并延伸到颊舌面,可以增加咀嚼时对食物的摩擦力并有助于食物的溢出。正中殆时,上下殆面不发生尖窝锁扣关系,咀嚼效率差,但咬合时人工牙产生的侧向力小,对牙槽骨的损害小而且有助于义齿的稳定。适用于对殆天然牙已显著磨损或对殆也有缺牙,而且缺牙区牙槽嵴明显吸收呈低平状,缺牙区组织无法承受过大的殆力需要明显减少侧向力的情况。

3. 半解剖式人工牙(semi-anatomic tooth)

半解剖式人工牙的殆面有牙尖及斜坡,但牙尖斜度较小,约 20°左右。上下颌牙之间有一定扣锁关系,咀嚼效能较好,比解剖式牙的侧向殆力小,多数成品树脂牙都设计为半解剖式牙,临床应用较广。

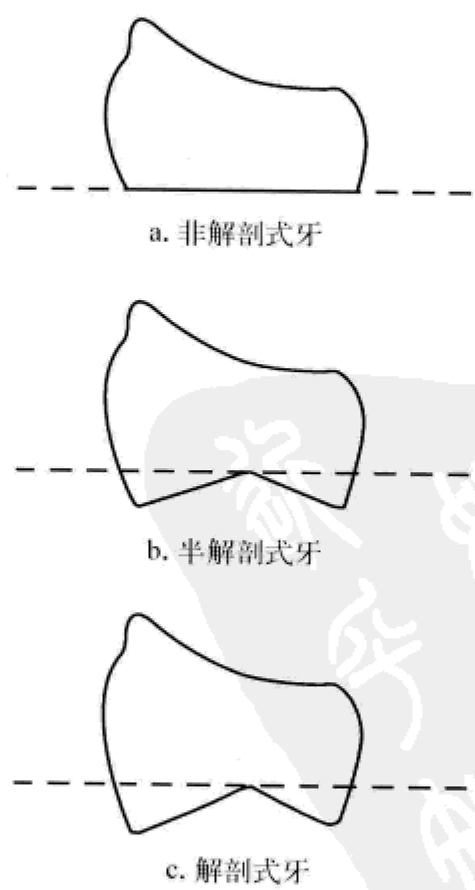


图 2-16 人工牙殆面形态

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（三）按制作方法不同分类

1. 成品牙

是指由厂家批量生产的人工牙，主要是树脂牙和瓷牙。

2. 个别制作

因牙形过大、牙色特殊，缺牙间隙窄小或𬌗龈距过低无法排列成品牙者，可采用雕刻蜡牙，然后装盒充填树脂制作个别后牙。

三、人工牙的要求

（一）美观要求

人工牙的美观主要是指人工牙的形态、色泽、大小和排列应该与口腔内的余留牙尽量相协调，有同名牙余留时，可以用作参考，尽可能与其相一致。可摘局部义齿的前牙的选择和排列直接关系到患者的面部形态和外观，在前牙全部缺失的情况下，还要注意人工牙的形态、大小和排列要与患者面部形态协调一致，人工牙颜色也要和患者的肤色、年龄相适应。

1. 人工牙的形态

在前牙全部缺失的情况下，通常可以根据患者面型来选择人工前牙形态。面型的构成主要根据两侧颊线的位置关系。颊线为面部两侧髁突到下颌角外侧面的连线，根据两侧颊线的位置关系大致可构成 3 种主要面型（见图 2–17）。

（1）方形面

两条颊线接近平行。此型的额部较宽，颏部方圆。方形面的上中切牙牙颈较宽，唇面切 1/3 和切 1/2 处的近中、远中边缘几乎平行，唇面平坦，切角近似于直角。

（2）卵圆形面

两侧颊线自颧骨起呈向外凸形，面型圆胖，颏部略尖，下颌下缘呈圆曲线式。卵圆型面的上中切牙牙颈部略宽，近中面微凸，远中面的切 1/2 较凸，唇面较圆凸，两切角较圆。

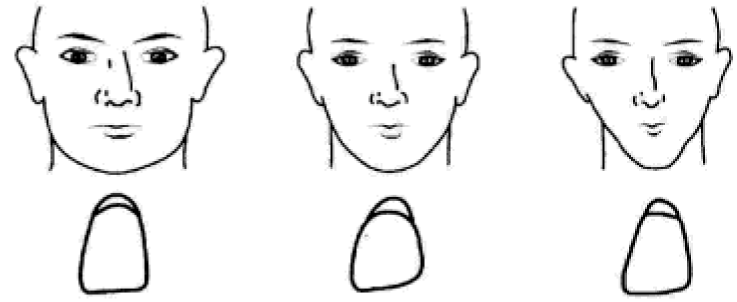


图 2–17　人工牙形态与患者的面形

（3）尖形面

两条颊线自上而下明显内聚，面型呈清瘦的三角形。尖形面的上中切牙牙颈呈中等宽度，近中、远中面几乎成直线，但不平行，唇面平坦，唇面宽度自切缘到颈部逐渐变窄，近中线角较锐。

人工牙的选择要参考患者的面形。一般来说，男性方面形较多，选择线条突出的人工牙，表现刚毅；而女性则一般选择卵圆形较多，线条圆滑柔美。

2. 人工牙的颜色

人工牙颜色的选择要参考患者的余留牙、同名牙或对𬌗牙的颜色，在自然光下进行比色。比色过程中，要充分考虑颜色的色调、明度、饱和度、透明度等四维特性，中国人面部肤色一般属于黄色范围。当前牙全部缺失时，人工牙颜色还要和患者的肤色、年龄相适应。

3. 人工牙的大小

前牙人工牙大小的选择主要应该参考口腔内的余留牙、同名牙，同时兼顾缺牙间隙的近远中距离。如果前牙全部缺失，可以参考拔牙前的照片、X 线片、记录模型，也可以借鉴满意的旧义齿前牙形态，另外还要考虑患者对前牙大小的意见。

后牙人工牙的颊舌径应比天然牙颊舌径略微减小，减轻支持组织的负荷；近远中径应与后牙缺牙间隙的长短相匹配；𬌗龈径应根据缺牙区𬌗龈距离的大小来选择。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

4. 人工牙的排列

就美观而言，这主要是指前牙全部缺失时人工牙的排列。首先，牙列弧度要与颌弓型一致。通常情况下，颌弓型与面型一样也有方圆型、尖圆型和卵圆型3种。其次，人工牙排列要体现患者的个性，除了其形态、大小、颜色要根据患者面型、年龄、肤色、颌弓大小选牙外，在排牙时还要注意：

（1）尽可能模仿患者原有真牙排列，参照余留牙形态，如患者有照片或拔牙前记录，或满意的旧义齿牙形等，也可以作为排列上前牙的参考。

（2）处理人工牙切缘和颈缘时要考虑年龄差异，年老者切端及尖牙牙尖可略磨平，以仿牙磨耗情况，颈部要模仿天然牙的牙龈萎缩形态，必要时还可仿天然牙进行着色。

（3）可模仿天然牙的轻度拥挤和扭转，不要排列过于整齐死板，给人不自然的“义齿面容”的感觉。

（4）患者有面部缺陷或面部中轴偏斜等情况时，要利用排牙弥补患者的缺陷而不要使其更明显。

（二）组织保健要求

义齿在功能状态下的稳定是组织保健的重要原则，人工牙的排列与义齿在功能状态下的稳定有很大关系，需注意以下方面：①人工牙的排列要处于肌平衡位置，不妨碍口腔内舌、唇、颊肌的活动。②后牙功能尖要尽量排在牙槽嵴顶上，使𬌗力沿垂直方向传至牙槽嵴。③如果牙槽嵴吸收较多，要根据牙槽嵴倾斜的方向调整后牙倾斜度，使𬌗力尽可能以垂直方向传至牙槽嵴。如果牙槽嵴严重吸收，则要注意将𬌗力最大处放在牙槽嵴最低处，减少义齿在功能状态下的翘动。④减少功能状态下的不稳定因素，可适当降低非功能尖，如上磨牙颊尖和下磨牙舌尖，减少研磨食物时义齿的摆动。

（三）咀嚼功能要求

有效的恢复缺失牙的咀嚼功能是人工牙的主要功能，人工牙要与对𬌗牙有广泛的牙尖接触，有稳定的尖窝关系，𬌗面形态选择要参考牙列中剩余天然牙的切缘与𬌗面的磨耗状况以及缺牙区牙槽嵴和黏膜的健康状况，尽量扩大接触面积，提高咀嚼效能。无尖人工牙尽管有广泛的平衡接触，侧向力小，但咀嚼效能低于有尖人工牙。

第三节 大连接体

大连接体（major connector）是可摘局部义齿的重要组成部分之一，大连接体（见图2-18）将可摘局部义齿的各个组成部分，如卡环、支托等相连形成一个整体，并把义齿在咀嚼状态时受到的𬌗力分散和传导到基牙以及被大连接体覆盖的口腔软硬组织上。

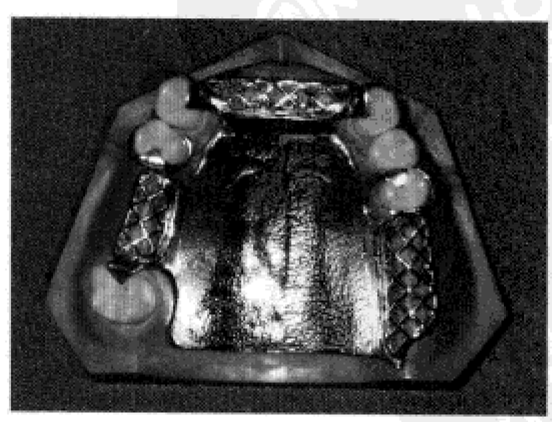


图2-18 大连接体

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、大连接体的作用

1. 连接义齿各个部分

大连接体将位于牙弓两侧的义齿的各个组成部分连接成一个整体，如卡环、𬌗支托、基托等都通过直接或间接的方式与大连接体相连形成一个整体。

2. 分散和传导𬌗力

大连接体可以把𬌗力分散和传导到基牙和其邻近的支持组织。当基牙或人工牙受到𬌗力时，这些力可以被直接或间接的传递到大连接体上，再通过大连接体分散到义齿的其他部分，减少基牙在功能状态时所承受的扭力和载荷。

3. 增加义齿的强度和稳定性

应用大连接体还可以增加义齿的强度，减小基托面积，减轻异物感。同时当牙弓一侧人工牙受到侧向力时，位于牙弓对侧的义齿其他组成部分可以通过大连接体发挥对抗作用，使义齿保持稳定，不产生移位或转动。

二、大连接体的要求

1. 有足够的强度

对于大连接体而言，具有足够的强度是最关键的要求之一。大连接体就好比是房屋的大梁，汽车的框架，只有在一定强度的保证下，咀嚼时义齿所产生的应力才有可能被有效地分散到其他基牙或支持组织；也只有在大连接体保证坚固的条件下，义齿的其他部分，比如卡环、支托、间接固位体等，才能有效地发挥各自的作用。如果大连接体在功能状态下产生形变，会使应力集中，造成可摘局部义齿所接触的某一区域的基牙牙周创伤或是牙槽骨、黏膜等软硬组织不同程度的损伤。

2. 不损伤天然牙的边缘龈

在设计大连接体时，还要注意避免损伤天然牙的边缘龈。因为边缘龈组织对压力十分敏感，受压时非常容易损伤，所以大连接体的位置一定不能压迫牙龈。在上颌可摘局部义齿设计时，大连接体的边缘要离开牙颈部边缘龈 6 mm，下颌大连接体边缘离开龈缘至少 4 mm（见图 2-19）。如果下颌口底很浅，不能达到要求时，可以考虑设计成舌板，舌板的边缘放置在下颌前牙的舌隆突上。另外，大连接体的边缘要和龈缘保持平行。如果大连接体不得不覆盖龈缘，此时大连接体应跨过龈缘与牙体硬组织接触，在大连接体的组织面和龈缘组织之间要有足够的缓冲，避免造成牙龈炎症和损伤。

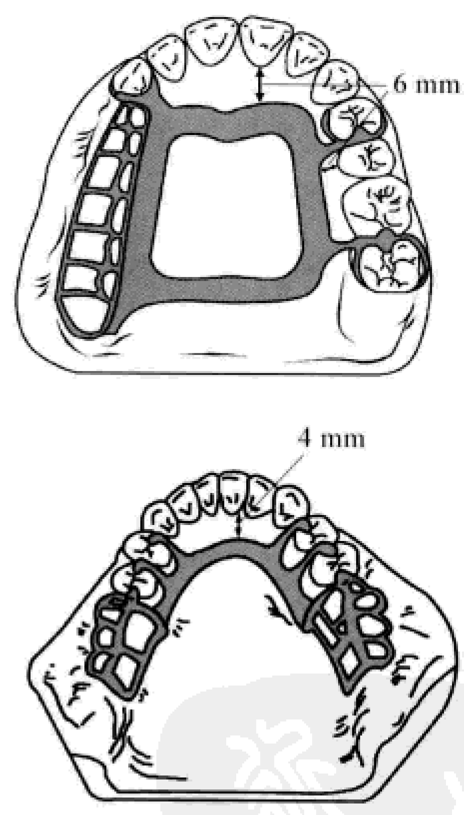


图 2-19　大连接体的边缘

3. 提供足够的垂直向支持

由于大连接体下覆盖的是黏膜软组织，受力时下方覆盖的软组织会被压缩，严重的大连接体的下沉和移位还会造成连接体下方覆盖的骨突或软硬组织的创伤。因此为了防止大连接体受力时过度下

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

沉压迫软组织，或是对基牙造成过大的力，在可摘局部义齿设计采用大连接体时要充分考虑支托和间接固位体的辅助支持，保证能够提供足够的垂直向的支持，保护大连接体下的软组织不受压迫。

4. 减少异物感

大连接体的边缘要圆钝，与组织移行，表面光滑，使患者感觉舒适，这样还不易造成食物积存，有利于清洁和自洁。大连接体在放置时还要注意尽可能让开上腭前部，不干扰发音，并尽量少覆盖口腔组织，总体上不改变下颌牙槽嵴舌侧和上腭穹隆的自然形态，减少异物感。

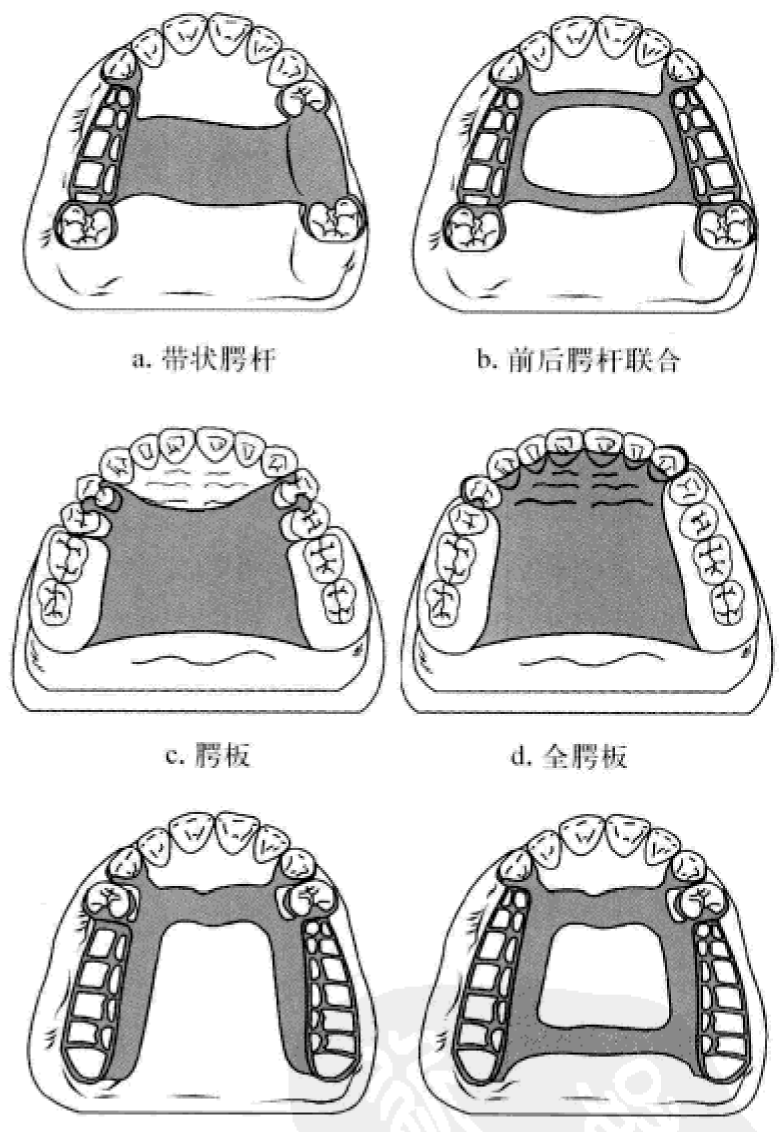
三、大连接体的类型

（一）上颌大连接体

在上颌，因为上腭腭中缝部分的腭黏膜软组织活动度小于牙槽嵴的黏膜软组织，所以大连接体的组织面下应该做不同程度的缓冲处理，以避免压迫组织，所需的缓冲量与腭皱组织和牙槽嵴黏膜的动度之差成正比。除了上腭隆突和隆起的腭中缝区域外，上腭大连接体的其他部位通常不需要缓冲，这是因为大连接体和支持组织的密切接触有助于义齿的支持、稳定和固位，但绝不能造成过度的压力刺激。如果大连接体所覆盖的组织受到过大的压力，在义齿经过一段时间的使用后，患者取下上颌义齿时可在上腭软组织区看到明显的大连接体外形线，此外形线明显低于周围未被大连接体覆盖的其他软组织。大连接体的前缘要尽量让开腭前部，若前缘伸展到腭皱襞处，则必须与腭皱襞相协调，尽量减少对发音的干扰。大连接体的后缘必须呈半椭圆，不能接触软腭，尽量减少异物感。

所有上颌大连接体的边缘和软组织之间都应该有合适的封闭作用，防止食物嵌塞，并可将大连接体边缘的抛光面磨得薄一点，这既能保持一定厚度和强度，又有助于金属和软组织的贴合，增加了义齿的固位和稳定并减少了异物感，上颌大连接体应该尽量做到厚薄均匀，终止线圆滑，组织面平整但不需要高度抛光，对黏膜不会产生有害的刺激。

上颌大连接体常见的基本类型有：腭杆、腭板、前后腭杆联合、U形腭板、前后带状腭杆联合（关闭式U形腭板）（见图2-20）。



a. 带状腭杆　　b. 前后腭杆联合　　c. 腭板　　d. 全腭板　　e. 马蹄形腭板　　f. 关闭式U形腭板

图2-20　各种上颌大连接体

1. 腭杆（palatal bar）

腭杆是指位于上腭部的杆状大连接体，根据放置的位置不同又可以分成前腭杆、后腭杆和侧腭杆（见图2-21）。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

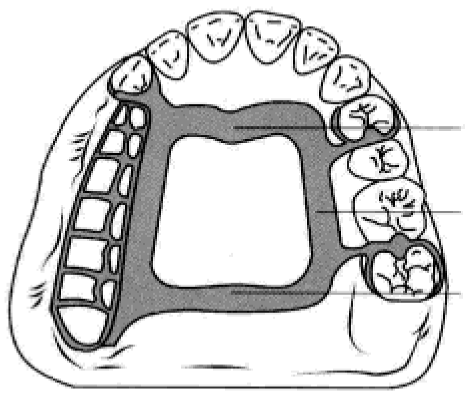


图 2-21 腭杆

(1) 前腭杆

位于上腭硬区之前，腭皱之后，边缘要离开龈缘至少 6 mm，厚度为 1 mm，宽度为 6~8 mm。前腭杆应与黏膜组织密合而无静压力，前部边缘设计于腭皱的后半部，杆的表面可设计具有腭皱的外形，以增加发音的摩擦力，保证发音质量，并不影响舌尖运动。

(2) 后腭杆

位于上腭硬区之后，颤动线之前，两端微弯向前至第一、二磨牙之间。如果后腭杆的放置过于靠前，接近牙弓中部时，有可能会干扰舌的运动。后腭杆宽度约为 3.5 mm，厚度约为 1.5~2 mm，中间较两端稍厚些，与黏膜轻轻接触。后腭杆与基托相连接的部分要形成一个圆滑的曲线，而不能是尖锐的夹角。以往后腭杆应用较为广泛，但目前已较少采用，这是因为后腭杆比较窄，要保证一定的强度必须增加其厚度，不易使患者适应。另外，由于后腭杆宽度较窄，来自腭部组织的垂直支持作用和分散𬌗力作用较小，需依靠基牙上的𬌗支托取得支持，所以一般不能用在末端游离和多数前牙缺失的修复，只限于用在两侧牙弓上有 1~2 个牙缺失并且缺牙区的前后基牙支持能力较好者。

(3) 侧腭杆

位于上颌硬区两侧，与牙弓平行，离开龈缘 4~6 mm。宽度约为 3~3.5 mm，厚度为 1~1.5 mm。侧腭杆多用于连接两侧或一侧的前、后腭杆。侧腭杆对增加腭杆的强度和抗变形能力有很大作用。

前腭杆、后腭杆和侧腭杆一般不单独使用，多组成前后腭杆联合使用，其适用范围和特点详见后文。

2. 带状腭杆(single palatal strap)

带状腭杆宽而薄，异物感小，是用途较为广泛的一种腭杆（见图 2-22），多用于肯氏三类牙列缺损。带状腭杆的宽度一般为 8~10 mm，厚 0.5~1 mm，但当缺牙间隙长度增加时，带状腭杆的宽度也应得到相应的增加，这样一方面可增加强度，另一方面也可以分散𬌗力。带状腭杆的前缘应该位于腭皱襞的前面或终止在腭皱襞间的凹陷处，后缘应终止于接近软硬腭交界的部位。带状腭杆虽然薄，但强度较大，这是因为它有 3 个面：腭穹隆部位（水平方向）、两侧斜面(垂直方向)、上腭前斜面(矢状方向)，可以抵抗弯曲和扭转的力，而且作用在不同面上的力更容易相互抵消，这与建筑结构中的 L 形梁的原理相似，因此带状腭杆可以比较薄，容易被患者接受。另外，带状腭杆覆盖腭部组织的面积较大，有助于分散𬌗力，并且具有一定的吸附力帮助固位。

(1) 适用范围

带状腭杆可用于双侧后牙缺失，缺牙间隙前后都有基牙者或单侧末端游离缺失，缺牙数目少且基牙支持情况良好者。

(2) 优点

① 带状腭杆异物感较小，强度较好，患者较易适应。

② 带状腭杆覆盖腭部组织的面积较大，有助于分散𬌗力。

(3) 缺点

① 对缺牙间隙前后基牙支持能力要求较高。

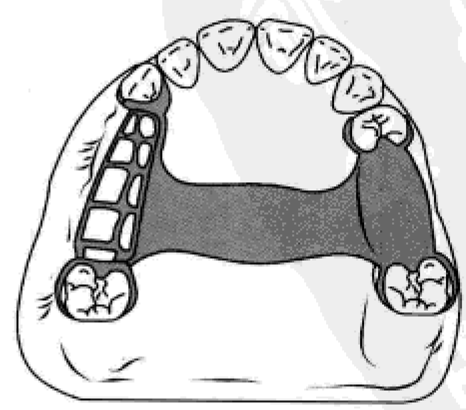


图 2-22 带状腭杆

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

② 带状腭杆后缘离软腭较近，有少数患者不易适应，同时还可能会影响发音。

3. 腭板（complete palate）

腭板是指所有薄而宽的、覆盖硬腭一半以上的大连接体（见图 2–23），当腭板覆盖上腭软硬腭交界线之前所有腭部组织时称为全腭板。腭板厚度均匀，与上腭表面解剖形态一致。腭板覆盖面积最大，前缘顺沿腭皱间的谷底，尽量与腭中缝成直角。其前方伸展不超过秴支托或间接固位体；后缘一般伸展到软硬腭交界处，但不伸展到软腭；后缘两侧伸展到翼上颌切迹；前部及两侧边缘应离开牙龈缘 6 mm 或覆盖在前牙的舌隆突上。腭板可以有树脂、金属与树脂相结合及金属腭板 3 种形式。制作金属铸造全腭板时与全口义齿不同，不能在后腭部加压封闭，如采用后腭封闭不仅不能达到理想的封闭目的，反而由于后腭软组织在压缩状态下有弹力，会对基牙产生不利影响。所以腭板的后腭部只需有轻微的边缘封闭以防止食物残渣积聚在腭板下即可。全腭板的边缘应与所有余留牙接触。

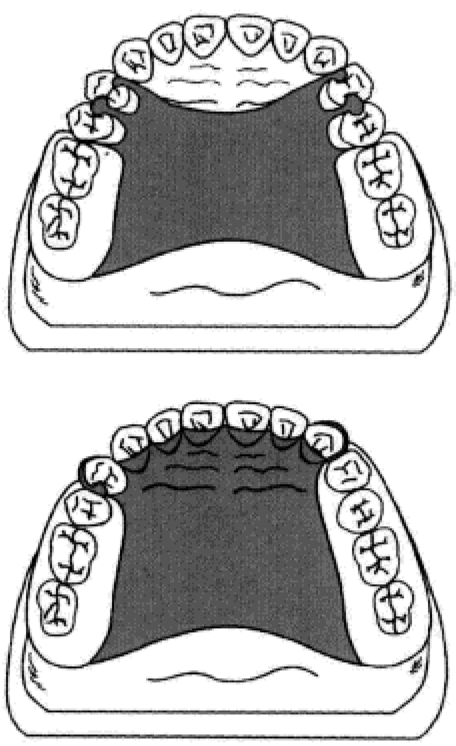


图 2–23　腭板（上）和全腭板（下）

（1）适用范围

① 肯氏第一类缺损，缺牙区缺牙数目较多需要通过腭板分散和分担秴力者。

② 肯氏第二类缺损，缺牙数目多，大部分秴力需由腭板下覆盖的支持组织承担者。

③ 牙列中多数牙缺失，余留牙少，秴力需由腭板下覆盖的支持组织分散和分担者。

④ 腭裂患者的上颌可摘局部义齿，这些患者多数有一窄而高的腭穹隆，全腭板与组织贴合可以关闭鼻腔和口腔之间的通道。

（2）优点

① 腭板分散和分担秴力的能力较强，可以对抗可摘局部义齿的垂直移位。特别当缺损牙列的对秴是天然牙，秴力较大时，更为适用。

② 当剩余牙槽嵴吸收明显，黏膜比较松弛或腭穹隆比较浅时，全腭板可以提供良好的稳定性。

③ 腭板的抛光面可以制成与腭部形态一致，表面模仿腭皱襞的形态可以让患者感觉自然，有助于发音，同时又增加了强度。

④ 金属腭板一般为一均匀的薄板，对温度传导作用良好，使患者进食时感觉自然。

（3）缺点

① 腭板覆盖腭组织面积较大，如不注意卫生有可能发生软组织不良反应如炎症、增生等。

② 腭板后缘离软腭较近，有时不易被患者适应，还可能会影响发音。

4. 前后腭杆联合（anteroposterior/double/palatal bar）

前后腭杆联合是由前腭杆和后腭杆组成的一种大连接体，前腭杆比带状腭杆窄，后腭杆为半卵圆形，与单纯的后腭杆相似但稍窄一些，前后两腭杆与上腭两侧支架的纵形部分相连而形成一个圈形（见图 2–24）。这样不但增加了强度，而且由于前后两个腭杆位于不同的平面上，在结构上产生了两个对应的 L 形梁的效果。虽然前后腭杆联合具有较高的强度，但是由于前、后腭杆的宽度较窄（约3.5 mm），它分散秴力的作用有限，因此需要基

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

牙提供足够的支持。

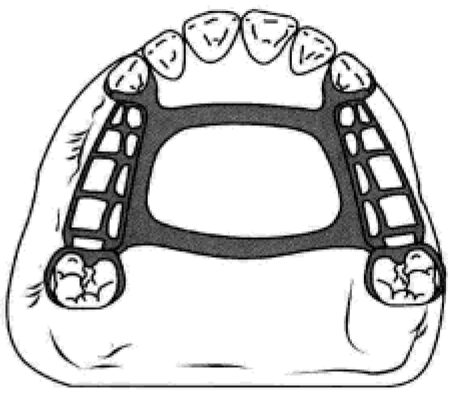


图 2-24　前后腭杆联合型连接体

(1) 适用范围

① 肯氏三类缺损，双侧后牙缺失，基牙牙周条件良好，为获得良好的稳定，局部可摘义齿采用双侧设计者。

② 上腭存在明显的上腭隆突，无法设计带状腭杆或腭板。

(2) 优点

① 强度较好，患者较易适应。

② 覆盖腭组织面积较少，有利于口腔清洁维护。

(3) 缺点

① 由于与腭组织接触面积较小，分散和分担殆力的作用相对较弱，因此对余留牙牙周支持的要求较高。

② 由于前、后腭杆的宽度较窄，为了保证强度需适当地增加杆的厚度，因此有时患者会感到不适，还有可能会影响发音。

③ 前后腭杆联合中间形成圈形，形成了相对较长的边缘线，有些患者会不由自主地不断用舌尖去碰触这些边缘，感觉不适。

5. 马蹄形（U 形）腭板（horseshoe/U-shaped connector）

马蹄形（U 形）腭板是由一薄的金属带组成的 U 形的大连接体（见图 2-25），起于上腭前部腭皱襞，并向后延伸到两侧腭部上，边缘必须离开余留牙牙颈部龈缘 6 mm 或者延伸到牙齿的舌面，马蹄形腭板的前缘一般应在腭皱襞间的凹陷处，侧面的边缘应与后牙区牙弓弧线相平行，并且左右对称，边缘外形形成柔和的曲线。由于 U 形腭板不如其他类型的大连接体坚固，因此有些学者认为设计 U 形腭板时应谨慎。

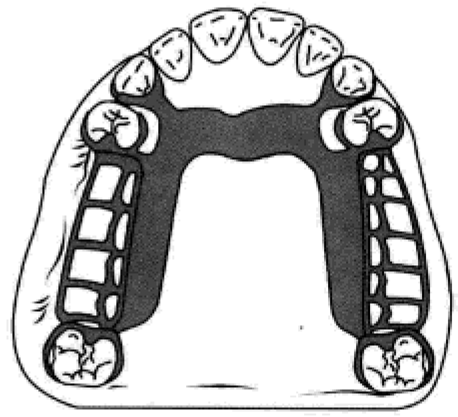


图 2-25　马蹄形（U 型）腭板

(1) 适用范围

① 牙弓两侧后牙区多个牙缺失，前牙深覆殆者。

② 多个前牙缺失，伴少数后牙缺失者。

③ 上腭存在明显的上腭隆突，无法设计带状腭杆或腭板修复者。

(2) 优点

① 虽然马蹄形（U 形）腭板比较薄，但有一定的强度。

② 有一定的分散和分担殆力的作用。

(3) 缺点

① 在殆力作用下 U 形连接杆位于上腭前部的部分抗挠曲性能略差，所以在末端游离缺损修复时需谨慎使用。

② 为增加抗挠曲性能上腭前部腭皱襞处的金属厚度略厚，有时会引起患者不适，也有可能会影响发音。

6. 前后带状腭杆联合（闭式 U 形腭板）（closed horseshoe/anteroposteriorpalatal strap）

前后带状腭杆联合是由前后两条带状腭杆和侧腭杆组成，呈平行四边形（见图 2-26）。前后带状腭杆宽约 8~10 mm，侧腭杆宽约 7~9 mm，与牙弓

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

平行，侧腭杆距离余留牙牙龈缘至少 6 mm。后腭杆后缘应该位于软硬腭交界处，但不能伸展到软腭部分，游离端两侧伸展到翼上颌切迹。前后带状腭杆联合表面具有解剖形态或仿真腭皱表面，有助于发音。

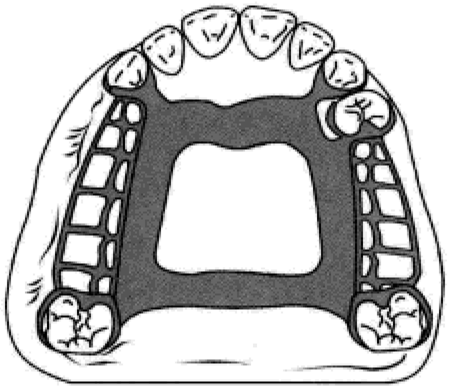


图 2–26　闭式 U 形腭杆

（1）适用范围

① 牙弓中多数前牙缺失，伴部分后牙缺失者。

② 牙弓中双侧或单侧末端游离缺失，且缺牙数较多者。

③ 上腭腭中缝，第二双尖牙或第一磨牙区腭隆突明显者。

（2）优点

强度较大，并具有较好的分散和分担殆力的作用，一般可以用于所有的上颌可摘局部义齿的支架设计。

（3）缺点

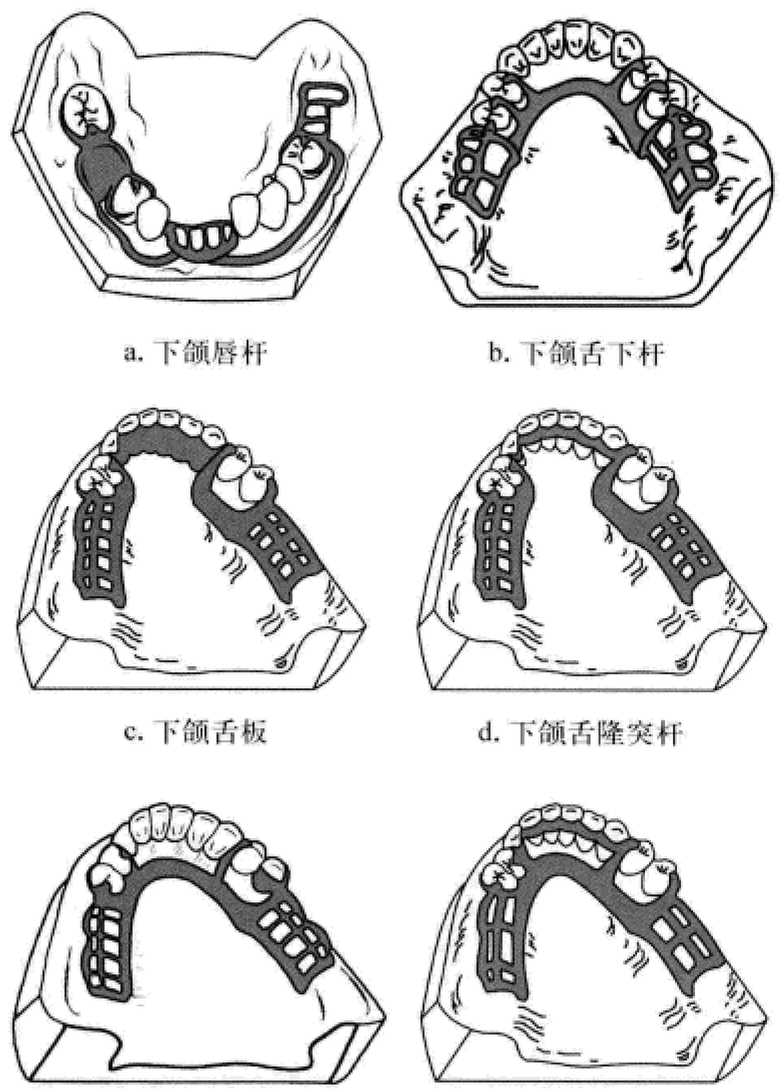
位于上腭前部的带状腭板，可能会影响发音和有异物感。

（二）下颌大连接体

与上颌连接杆相比下颌连接杆较长而窄。因为受到口底高度、舌系带的位置或下颌舌隆突的影响，限制了可利用的空间。所以在设计下颌连接杆时要考虑到连接杆的强度又不能使连接杆宽度过宽，否则异物感太强，患者不易接受。

下颌连接杆的另外一个特点是，连接杆和软组织之间一般需要有缓冲，缓冲量的大小首先取决于义齿的支持形式。一般牙支持式义齿的缓冲量较小，而末端游离义齿为防止在行使功能时连接杆移位导致损伤舌侧黏膜，缓冲量须大些。

下颌常见的大连接体有：下颌舌杆、下颌舌下杆、下颌舌板、下颌连续杆（舌隆突杆）、双舌杆（Kennedy 杆）、下颌唇杆（见图 2–27）。



a. 下颌唇杆　b. 下颌舌下杆　c. 下颌舌板　d. 下颌舌隆突杆　e. 下颌舌杆　f. 双舌杆

图 2–27　各种下颌大连接体

1. 下颌舌杆（lingual bar）

下颌舌杆是一种最常见的下颌连接杆，位于下颌舌侧龈缘与舌系带或黏膜皱襞之间，舌杆厚约 2 mm，宽约 5 mm，横断面呈半梨形，最宽部分在杆的下缘，上缘向软组织移行，杆上缘距龈缘约 3~4 mm（见图 2–28）。

舌杆的放置应该在不影响口底和舌体活动的前提下，尽量向下放置，减少舌的异物感和积存食

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

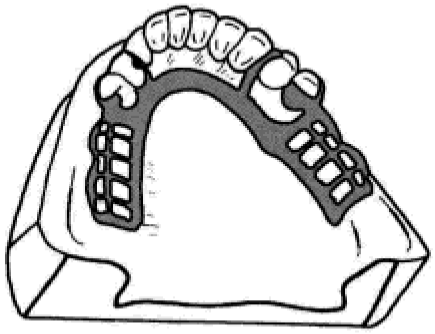


图 2-28　下颌舌杆

物，同时增大舌杆上缘到龈缘的距离，避免刺激牙龈组织。

舌杆与黏膜的接触关系，根据下颌舌侧牙槽骨形态而定。下颌舌侧牙槽骨形态一般有三型，垂直型、斜坡型、倒凹型（见图 2-29）。垂直型者舌杆与黏膜平行接触；斜坡型者舌杆与黏膜离开 0.3~0.4 mm，与牙槽嵴平行；倒凹型者舌杆应在倒凹区之上，或在倒凹区，但要留出空隙。

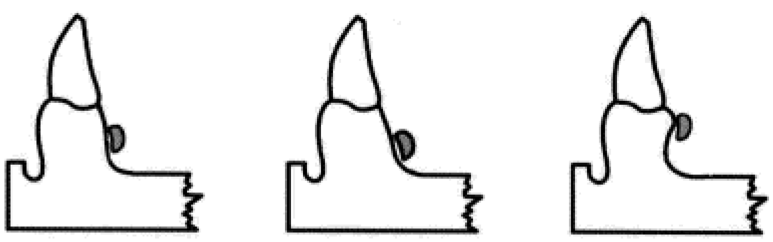


图 2-29　舌杆与黏膜的接触关系

（1）适用范围

当口底活动组织和下前牙龈缘之间的垂直距离大于 8 mm 时才能选用下颌舌杆，因为舌杆的宽度约为 5 mm，杆上缘必须距龈缘 3~4 mm。

（2）优点

① 结构简单易于制作。

② 与口腔组织接触面小。

③ 不接触牙体组织，对牙体组织和牙龈的清洁影响小。

（3）缺点

① 如果下前牙舌侧空间不足，则不宜设计舌杆。

② 下颌隆突明显的患者不宜选用，下颌隆突处易产生压痛。

2. 下颌舌下杆（sublingual bar）

舌下杆是当下前牙舌侧空间不足时，舌杆的一个有效变异形式（见图 2-30）。舌下杆的形态基本与舌杆相同，只是比舌杆的位置更偏下、偏后，与口底前部平行。舌下杆和舌杆一样，截面为半梨形，最厚的部分靠舌侧，逐渐向唇侧移行。杆的上缘需离开龈缘至少约 4 mm。下缘在患者轻抬舌时牙槽嵴舌侧沟的高度的位置，需要取一个功能性印模，准确记录舌侧前庭的高度。

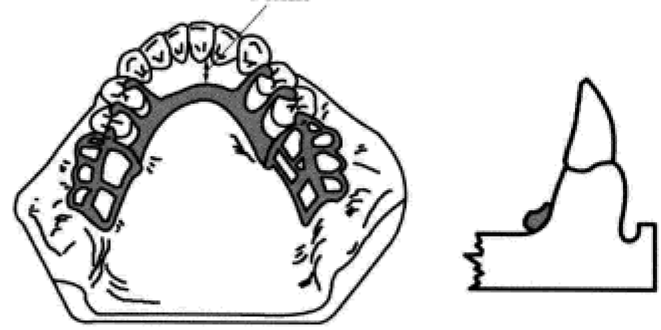


图 2-30　下颌舌下杆

（1）适用范围

当下前牙游离龈缘到口底的高度小于 6 mm，不适宜放置舌杆时，都可以应用舌下杆。

（2）优点

① 对口底高度要求限制较低。

② 与口腔组织接触面小。

③ 不接触牙体组织，对牙体组织和牙龈的清洁影响小。

（3）缺点

当余留前牙明显舌向倾斜、存在明显舌隆突干扰、舌系带附丽过高或功能状态口底位置偏高时，仍无法采用舌下杆。

3. 下颌舌板（lingual plate）

舌板（见图 2-31）上缘呈扇形，波纹状，覆盖在下前牙的舌隆突区，与舌隆突的形态相协调，边缘呈刃状与牙舌面密合接触，避免食物残留，边缘进入下前牙的邻间隙起辅助固位作用。舌板下部的横

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

断面和舌杆相似呈半梨形，下部较厚，向上逐渐伸展，与下前牙舌隆突和后牙舌面外形高点线接触。在邻间隙处，舌板向上伸展到接触点的高度，封闭邻间隙，舌板的形态呈扇形。舌板上缘与所接触的牙面移行，下缘位于患者轻抬舌时牙槽嵴舌侧沟的高度。舌板的组织面部分区域需要做缓冲处理，缓冲区包括游离龈、龈沟、软组织倒凹和天然牙邻面。

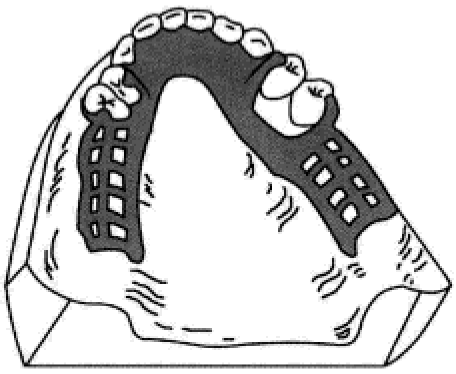


图 2–31　下颌舌板

（1）适用范围

① 口底浅，舌系带附丽过高，舌侧倒凹过大等不宜放置舌杆者 。

② 双侧末端游离缺损，牙槽嵴垂直吸收明显，需利用舌板防止义齿的水平移位者。

③ 下前牙舌侧距离不足或有舌隆突时可采用。

（2）优点

舌板是强度最大的下颌大连接体，能提供较好的稳定和支持作用。

（3）缺点

覆盖牙齿和软组织面积较大，不利于口腔组织的自洁作用。

4. 下颌连续杆（舌隆突杆）（continuous/cingulum bar）

在下前牙舌隆突上制作连续的舌支托，舌支托相连接形成舌隆突杆，不接触龈缘（见图 2–32）。舌隆突杆两侧起始于相邻主要基牙上的切支托、舌支托或殆支托，宽约 3 mm，厚约 2 mm，置于前牙舌隆突上，依舌外展隙而呈扇形，上下缘向牙面移行。下颌连续杆可独立使用或与舌杆联合使用，当下颌连续杆单独使用时，对杆的强度要求高，杆相对较厚，患者异物感较明显。



图 2–32　舌隆突杆

（1）适用范围

当同时适用于舌板和舌下杆，但由于下前牙的轴向排列问题，邻面需要大量填倒凹时可以选择舌隆突杆。

（2）优点

不接触龈缘，有利于牙龈组织健康。

（3）缺点

① 单独使用时，杆的厚度相对较厚，异物感较明显。

② 若设计不合理易造成下前牙唇向移位，所以临床较少单独使用。

③ 如果存在前牙严重舌向倾斜或下前牙之间存在宽间隙，舌隆突杆会过多暴露金属。

5. 双舌杆（kennedy bar）

舌杆和舌隆突杆合并使用形成双舌杆（见图 2–33）。舌杆部分和单纯舌杆一样设计，横断面呈半梨形。舌隆突杆部分横断面呈半卵圆形，宽约

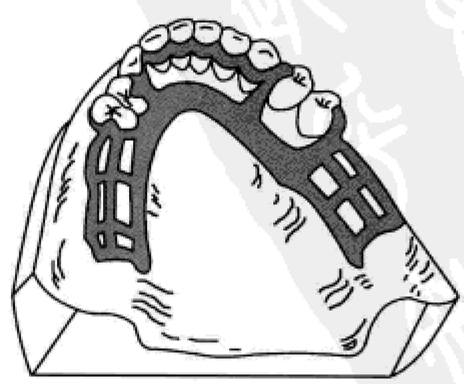


图 2–33　双舌杆

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2~3 mm，厚约 1 mm。舌杆和舌隆突杆通过两端的小连接体相连，小连接体位于尖牙和第一双尖牙之间。

(1) 适用范围

① 当同时适用于舌板，但因为前牙的轴向排列问题，邻接面需要大量填倒凹时。

② 适用于需增加下颌可摘局部义齿支架强度者。

③ 需利用下前牙区抵抗可摘局部义齿水平向和侧向移位者。

④ 需利用双舌杆与切支托结合起牙周夹板作用者。

(2) 优点

① 通过将𬌗力分布到所有被接触到的牙齿，有利于水平方向的稳定。

② 不覆盖牙龈组织，有利于牙龈健康。

③ 下前牙牙间隙较大时，由于舌隆突杆位于接触点以上，金属不易暴露，较舌板美观。

(3) 缺点

① 异物感较强。

② 进食时舌隆突杆与舌杆之间易滞留食物。

6. 下颌唇杆(labial bar)

位于下前牙的唇侧或后牙的颊侧黏膜上，外形与舌杆相似，横断面为半梨形（见图 2-34）。下部最厚，上缘向软组织移行，上缘距唇颊侧龈缘至少 4 mm，下缘位于唇颊侧前庭附着龈（不可动）与非附着龈（可动）的结合部。由于其美观和舒适性较差，较难被患者接受，临床较少使用。

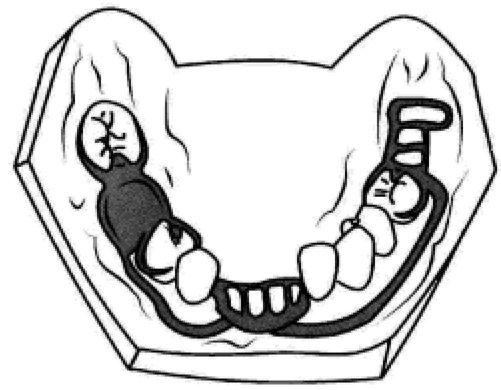


图 2-34　下颌唇杆

(1) 适用范围

① 下颌余留牙舌向倾斜明显，不能放置舌杆者。

② 有大的舌隆突，无法在舌侧放置大连接杆者。

(2) 优点

当余留的下前牙和前磨牙严重舌向倾斜或有大的舌隆突时，可以应用下颌唇杆将可摘局部义齿的各个部分连接成为整体。

(3) 缺点

美观和舒适性较差，较难被患者接受。

第四节　小 连 接 体

小连接体(minor connector)是指在可摘局部义齿的大连接体或基托与卡环、间接固位体、支托等其他结构之间起连接作用的部分。多数情况下，小连接体与上述可摘局部义齿的组成部分之间是连续的，如义齿支架上连接卡环和𬌗支托的部分，义齿基托与支架相结合的部分都属于小连接体。

一、小连接体的作用

1. 连接作用

小连接体将修复体的各个组成部分，如卡环、间接固位体、支托等与基托和大连接体连成整体。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 分散𬌗力作用

义齿在功能状态下所受到的𬌗力不但可以通过基托传到牙槽嵴，还可以通过支托传导到基牙。可摘局部义齿某一个部位的小连接体通过与大连接体相连，可以把该部位受到的功能性负荷传到大连接体，再经由大连接体上的其他小连接体传导到整个牙弓，分散𬌗力，防止𬌗力聚集在某一点，避免基牙和牙槽嵴负担过重。

3. 辅助稳定作用

支托对支持牙𬌗面的作用、对抗臂的作用、固位体的作用和可摘局部义齿其他稳定部分的作用也都可以通过小连接体传导到义齿的其他部分，然后再传导到整个牙弓。因此，位于不同位置的义齿结构可以通过小连接体的传导作用和坚固的大连接体共同抵抗义齿某一个部位受到的作用力。

二、小连接体的要求

（一）小连接体的厚度

和大连接体一样，小连接体也必须要有足够的厚度来保证强度。如果小连接体在功能状态下产生形变，就不能有效地将功能性负荷传导至基牙和支持组织。但小连接体也不能过厚，过厚会造成异物感，也有可能妨碍舌的运动。

（二）小连接体与基牙的关系

1. 与基牙轴面接触的小连接体

它不能放在牙的凸面上，而应该位于外展隙内（见图 2–35），尽量减少异物感。它应与外展隙相一致，从大连接体垂直伸向外展隙，尽量少覆盖牙龈组织。在靠近基牙轴面的地方最厚，向接触点方向逐渐缩窄。在支架制作前，外展隙最深处应先填倒凹，以避免义齿摘戴时的干扰和对邻接牙齿的楔力作用。当小连接体与外展隙任何一侧的牙面接触时，应向牙面移行，使舌体感觉到的是一个平滑的表面，还要注意避免出现锐角和积存食物软垢的空间。

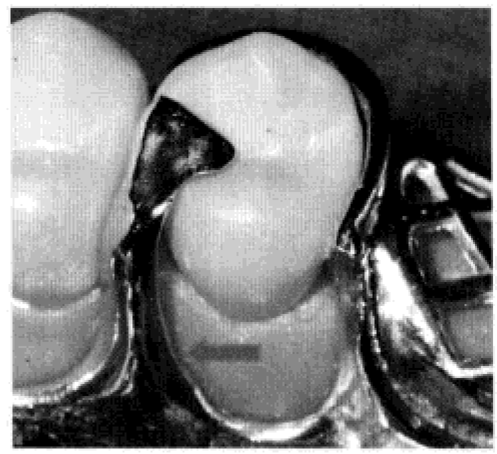


图 2–35　与基牙轴面接触的小连接体

2. 与基牙导平面接触的小连接体

它可与直接固位体相连，也可单独使用。但它必须保证有足够的宽度，以充分发挥导平面的作用。当它与卡环臂相连时，卡环臂起点以下的部分应与牙面移行。如果不与卡环臂相连（如杆型卡环臂的起点在另外的位置），连接体的整个颊侧部分应移行呈刃状。

（三）小连接体与人工牙的关系

紧靠基牙邻面的小连接体在排列人工牙时，小连接体最厚的部分应靠基牙的舌侧，这样既保证了足够的厚度，又不干扰人工牙的排列。从颊侧看人工牙和基牙之间只显露一薄层金属。

（四）小连接体与树脂基托的关系

可摘局部义齿支架与树脂基托相连的部分也

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

属于小连接体。这种小连接体多为网格形，应完全包在树脂基托内。

三、小连接体的类型

1. 连接卡环固位体的小连接体

这种小连接体既连接固位体的卡环体部，又连接𬌗支托（见图 2–36），这种小连接体大部分位于邻近缺牙区的基牙的邻面上，颊舌向较宽而近远中向稍薄。颊舌向最厚处位于基牙的舌线角，然后逐渐向颊侧变薄，在基牙的颊线角处达到最薄，以便于排列人工牙。当这类连接体位于两牙之间的邻间隙时，可以利用邻间隙的三角形空间增加厚度，但决不能放在牙齿的凸面上，妨碍舌的运动。

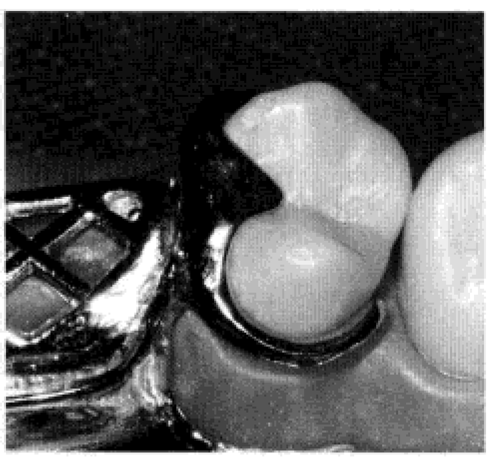


图 2–36　连接卡环固位体的小连接体

2. 连接间接固位体的小连接体

这种小连接体一般连接间接固位体的卡环体、间隙支托、连续性舌臂等。此类小连接体应位于两牙之间的邻间隙内，与大连接杆相连形成一个柔和的曲度，而不应形成直角（见图 2–37）。另外，与𬌗支托相连的小连接体不能进入基牙倒凹区，以免影响义齿就位，而且要与黏膜间保持一定距离，从而保证有足够的塑料包绕连接体，与基托牢固连接。

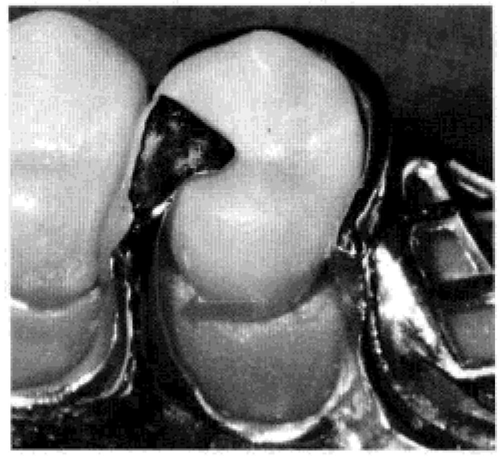


图 2–37　连接间接固位体的小连接体

3. 连接基托的小连接体

这种小连接体主要是将树脂基托和义齿支架连成整体，它要有足够的强度来抵抗折裂和弯曲，但又不能影响人工牙的排列。在末端游离的基托中，上颌小连接体的范围要扩展到上颌结节，下颌延伸到缺牙区牙槽嵴长度的 2/3。该连接体常见的结构形式为网状形结构或卵圆形结构等（见图 2–38）。

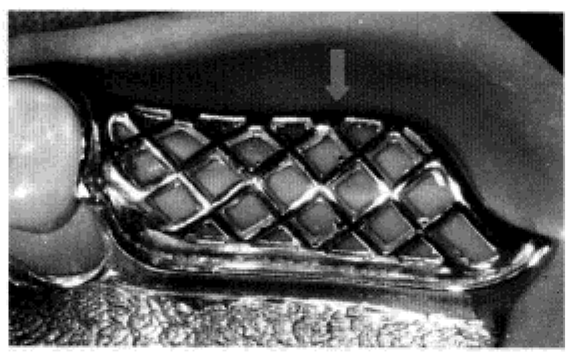


图 2–38　连接基托的小连接体

4. 连接杆形卡环的小连接体

这种小连接体从牙龈方向向上越过龈缘与固位臂相连，从起点到末端逐渐变薄，表面光滑平坦（见图 2–39）。

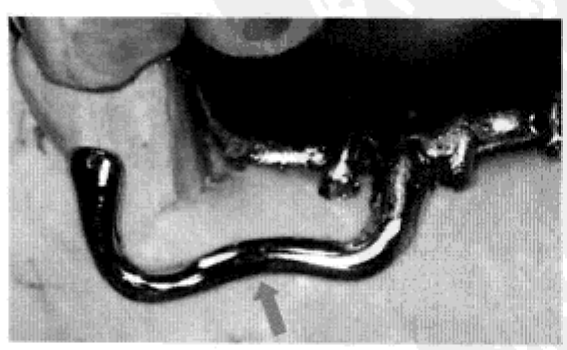


图 2–39　连接杆形卡环的小连接体

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第五节　支　托

可摘局部义齿的支托(rest)是放置于天然牙的殆面、切端或舌隆突上，为可摘局部义齿提供垂直向支持，防止义齿龈向移位，并传递殆力至该牙的结构。支托按其所放置的部位来命名，当支托放置于天然牙殆面，称为殆支托(occlusal rest)(见图 2-40)，放在前牙切缘则为切支托(incisal rest)，放在舌面为舌支托 (lingual rest) 或舌隆突支托(lingual eminence rest)等。支托应位于牙体上预备的支托凹内，基牙上放置支托的预备处称为支托凹(rest seat)。支托的外形应该恢复基牙在预备支托凹以前的牙冠外形。

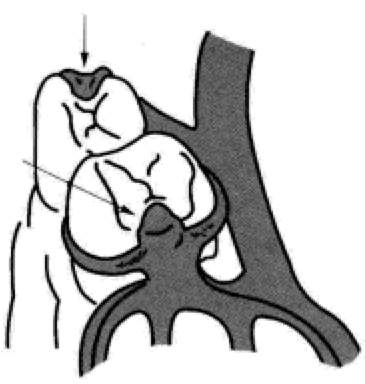


图 2-40　殆支托

一、支托的作用

1. 传导殆力作用

义齿功能状态下，支托向基牙传导垂直向力，并使力顺沿牙长轴方向传导。在这一点上，牙支持式可摘局部义齿支托的功能与固定义齿的固位体相似。显然，支托必须十分坚固才能从基牙获得足够的支持作用。

2. 垂直支持作用

支托受到殆力时，基牙的反作用力，也是通过殆支托起支持作用，防止义齿下沉造成软组织损伤或过度移位。

3. 稳定义齿作用

支托还可以作为间接固位体，防止可摘局部义齿的翘动或摆动，起到稳定义齿的作用。

4. 防止食物嵌塞作用

当余留牙之间有间隙时，放置殆支托可防止食物嵌塞，还可以形成一个局部夹板，防止邻牙移位或倾斜。

5. 恢复殆关系作用

若基牙因殆面局部缺损或磨耗等原因，与对殆牙无殆接触或接触不良者，还可以通过殆支托，恢复牙殆面缺损的部分，从而恢复殆关系。

6. 对抗臂作用

殆支托加连接体还可以起到对抗臂的作用，如 RPI 卡环中的近中殆支托。

二、常见支托的类型和设计要求

(一) 殆支托

1. 位置

殆支托一般位于前磨牙和磨牙殆面的殆支托窝内，外形呈三角形，三角形的底边位于近中或远中边缘嵴上，尤其是近缺牙区邻面殆边缘嵴上(见图 2-41)。如果因咬合过紧而不易获得支托间隙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

时，可放在磨牙的颊（舌）沟处，但不能影响就位和咬合。殆支托要有一定强度，因此需要预备足够的支托凹间隙以满足支托的厚度要求。

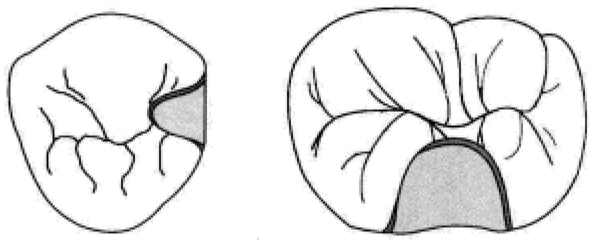


图 2–41　殆支托凹

2. 形态

铸造支托呈圆三角形，近殆面边缘嵴处较宽，向殆面中心逐渐变窄；底面与支托窝相密合呈球凹接触关系；侧面观近边缘嵴处最厚，向殆面中心渐薄；殆轴线角应圆钝，以防止支托在该区折断。

3. 大小

殆支托的大小形态应根据支托材料和加工方法决定。一般来说，其长度约为磨牙近远中径的 1/4 或前磨牙近远中径的 1/3 的，宽度为磨牙颊舌径的 1/3 或前磨牙颊舌径的 1/2，厚度约为 1~1.5 mm。制作钢丝弯制的殆支托，可用 18 号不锈钢丝锤扁再弯制支托，要求其颊舌向宽约为 1.5 mm，厚约为 1 mm。

4. 殆支托与基牙关系

殆支托所传递至基牙的作用力应与牙长轴方向一致或接近。研究表明，殆支托凹底应与基牙长轴垂线约呈 20°（磨牙支托）或 10°（前磨牙支托）左右仰角，也就是说殆支托与相连的垂直小连接体之间形成的角度应该小于 90°，这样殆支托所承受的作用力才能沿基牙长轴方向传递（见图 2–42）。若角度大于 90°，则会形成一个倾斜面，殆力非但不能沿基牙长轴传导，反而还会产生对基牙不利的侧向力，使基牙倾斜移位。

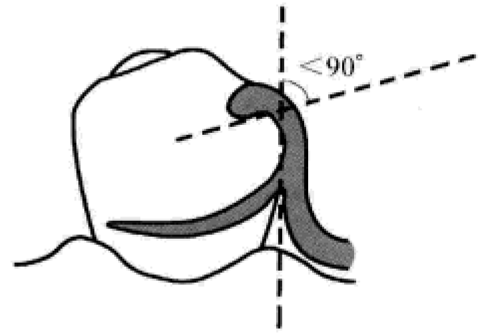


图 2–42　殆支托与基牙的关系

（二）隆突支托

1. 位置

隆突支托（或舌支托）一般位于上颌尖牙或下颌尖牙的舌面，有时也可以用于多个切牙的舌面。

2. 形态

隆突支托窝在基牙舌面龈 1/3 与中 1/3 结合处形成一个宽的 V 字形窝，与舌隆突的自然形态相协调（见图 2–43）。V 字形的顶点指向根尖，V 形的唇斜面是牙齿的舌面，V 形的舌斜面从舌隆突顶斜向牙齿的中央。

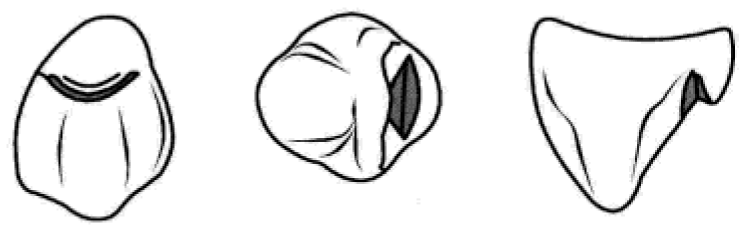


图 2–43　隆突支托窝的各个方向的形态

3. 大小

隆突支托窝的近远中长度约为 2.5~3 mm，唇舌向宽约 2 mm，切龈向深度约 1.5 mm。牙体预备量较大所以要谨慎用于下前牙。

隆突支托的支持作用不如殆支托，但比切支托效果好，因为支托窝接近基牙的旋转中心，不易导致基牙扭转，而且位于前牙舌侧比较美观。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（三）切支托

1. 位置

切支托一般位于下颌尖牙，从美观考虑多放在基牙远中。只有在设计可摘式牙周夹板时，才在下颌切牙的近中或远中切角放置切支托，切支托通常位于釉质上，主要作为辅助支托或间接固位体。

2. 形态

切支托窝一般位于尖牙的远中和切牙的切角，是一个小的V形凹槽，凹槽底部圆钝，并稍向唇侧延伸（见图2-44、2-45）。

3. 大小

切支托凹宽约2.5 mm，深约1.5 mm，以保证切支托有足够的强度。

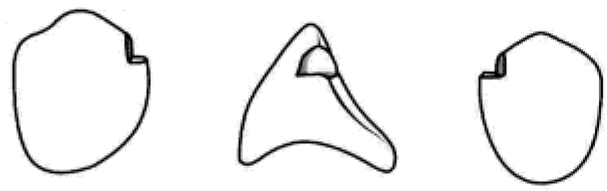


图2-44　切支托窝各个方向上的形态

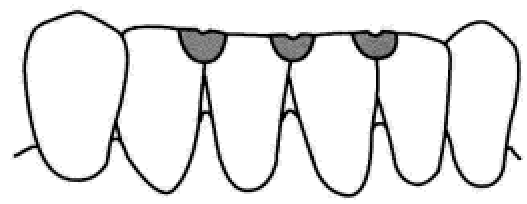


图2-45　切支托颊侧观

第六节　直接固位体

可摘局部义齿必须有足够的固位力来抵抗由于重力或食用黏性大的食物时产生的脱位力，直接固位体（direct retainer）就是可摘局部义齿中放置在基牙上，抵抗修复体殆向脱位的结构。另外，直接固位体在口腔中还要抵抗包括龈向的压力和侧方作用力，这两种力主要是义齿在功能状态下受到的殆力时产生的。因此，理想的可摘局部义齿的固位体需要具有固位、稳定和支持3种作用。

直接固位体一般位于邻近缺牙间隙的天然牙上，按固位形式不同，又可分为冠内固位体（intracoronal retainer）和冠外固位体（extracoronal retainer）。可摘局部义齿的主要固位力来自于基牙上的固位体，辅助固位力来自于间接固位体、义齿基托和大连接体等。

一、冠内直接固位体

冠内直接固位体主要为冠内附着体（intracoronal attachment）。有精密附着体（precision attachment），也有半精密附着体（semi-precision attachment）。冠内附着体最常见的结构是栓体栓道（key and key way）形式（见图2-46）。Herman E.S. Chayes医师最早于1906年确立了冠内附着体的应用原则。

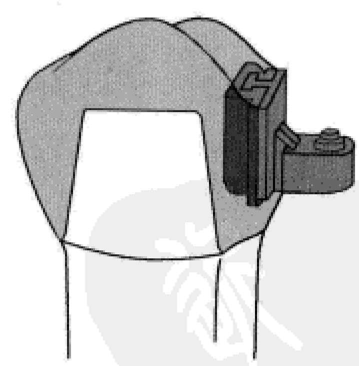


图2-46　冠内附着体

它的优点有：美观，不暴露附着体部件。附着体与基牙的位置关系更有利于获得垂直向的支持作用。固位作用良好，且不受基牙外形限制。摘戴过程中对基牙不产生侧向力。

缺点则是：基牙牙体预备量较大。临床和技术

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

室操作较复杂。有些附着体长时间反复摘戴后，摩擦力会下降，较难修理。费用较高。

有关冠内附着体的详细内容请参考《附着体义齿》一书。

二、冠外直接固位体

冠外直接固位体包括卡环型固位体（clasp retainer）、套筒冠固位体（telescopic crown retainer）以及冠外附着体（extracoronal attachment）。其中卡环型固位体为目前临床上最为广泛应用。

（一）卡环型固位体

卡环型固位体是直接卡抱在基牙上的固位体（见图 2–47），它主要能防止义齿𬌗向脱位，同时还能防止义齿下沉、转动和移位，也具有一定支持和稳定的作用。

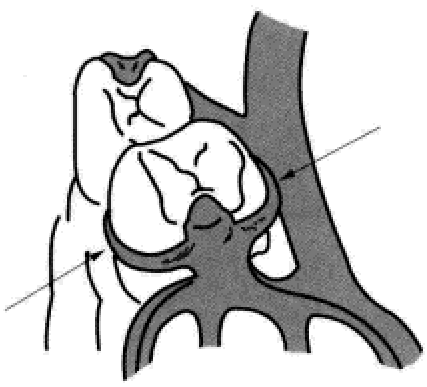


图 2–47　卡环

1. 卡环的结构和各个部分作用

以典型铸造三臂卡环（见图 2–48）为例，卡环由卡环臂、卡环体和𬌗支托组成，它通过小连接体固定于可摘局部义齿的金属支架或树脂基托内。



图 2–48　卡环各臂的位置和作用

（1）卡环臂（clasp arm）

卡环臂为卡环的游离部，富有弹性，环绕基牙牙冠。卡环臂由比较坚硬的起始部分和富于弹性的卡环臂尖组成。

卡环臂按功能不同可分为固位臂（retentive clasp arm）和对抗臂（reciprocal clasp arm）。固位臂的起始部分较坚硬，位于基牙的观测线以上，即非倒凹区；卡环臂尖位于基牙的倒凹区，是卡环产生固位作用的主要部分。当义齿戴入时，利用卡环臂尖端的弹性，通过基牙牙冠的外形高点进入倒凹区，而受到脱位力作用时，则起到阻止义齿𬌗向脱位的作用。对抗臂位于基牙非倒凹区，其尖端没有固位作用。当固位臂通过基牙牙冠的外形高点进入倒凹区时，会产生施于基牙的作用力，为了防止基牙被推移，对抗臂与固位臂形成交互作用，可以防止基牙移位。可摘局部义齿在双侧设计时，牙弓一侧的卡环和牙弓另一侧的卡环对抗，也可以发生交互作用。卡环臂起始部分应较坚硬，放置在基牙的非倒凹区，防止义齿侧向移位，起稳定作用。

卡环臂的形态根据所用材料和制作方法而不同，可以分为圆形、半圆形和扁平形 3 种。

（2）卡环体又称卡环肩（clasp should）

卡环体是连接卡环臂、𬌗支托和小连接体的坚硬部分，无弹性。环抱于基牙的非倒凹区，从邻面包裹颊舌轴角，主要对基牙起环抱作用，阻止义齿龈向和侧向移动，起稳定和支持义齿的作用，因此要求卡环体较坚硬，不易变形，位于非倒凹区，不影响咬合。

（3）𬌗支托

𬌗支托常与卡环铸造成一个整体，所谓三臂卡环，是把𬌗支托亦当作一个臂的笼统称呼。𬌗支托的作用及要求已在前面详述。

2. 观测线和卡环臂的关系

各个基牙的牙体外形、牙倾斜方向、倾斜程度、移位程度均可使基牙的倒凹处于不同的状态，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

基牙倒凹区的位置和倒凹区的大小均与义齿的设计密切相关。基牙倒凹区域的测定可用模型观测仪,而倒凹的大小则需用倒凹计测量。

(1) 模型观测仪(surveyor)

观测仪是一种用来确定基牙的倒凹区和非倒凹区,选择卡环类型,确定义齿共同就位道的仪器。其组成部分有分析杆、支架和观测台三部分(见图2-49)。分析杆能够垂直升降,上端固定在横臂上,下端有测绘用的铅芯,可在基牙各个轴面上作旋转运动;支架通过横臂将分析杆固定在水平方向,并支持观测台;观测台用以固定模型,可以在前后、左右方向上作倾斜运动。有关模型观测仪的详细内容请见第四章。

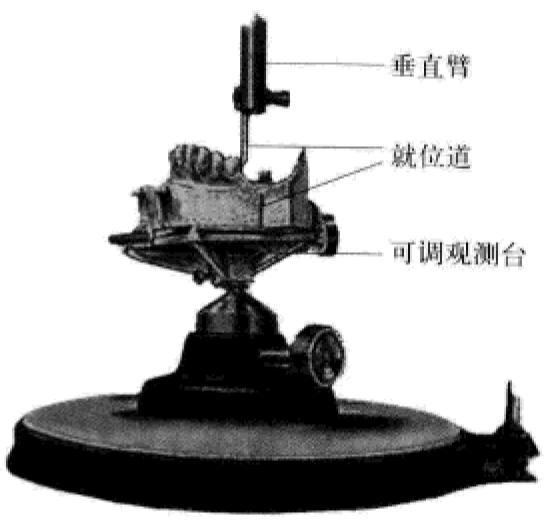


图 2-49 模型观测仪

(2) 观测线(surveying line)

把模型放置在观测台上,使模型上的基牙长轴与水平面呈垂直关系,或者分析杆与牙齿殆面成90°时,固定观测台,转动分析杆,用带有直边的铅芯围绕基牙牙冠轴面一周,在牙冠轴面最突点所画出的连线即为观测线,又称导线(guide line),此时的观测线与牙冠的解剖外形高点线重叠一致。观测线以上的部分为基牙的非倒凹区(non-undercut area),观测线以下的部分为基牙的倒凹区(undercut area)(见图2-50)。观测器的分析杆代表义齿的就位方向,卡环按此方向就位后,卡环的坚硬部分应该置于非倒凹区或牙殆面上,发挥支持和稳定作用,而富有弹性的卡环臂尖端应该进入倒凹区,发挥对抗义齿殆向脱位的固位作用。设计义齿时,可以根据牙列中基牙牙冠的倾斜程度和方向,调整放有模型的观测台,分析杆和牙列殆面原有的垂直关系发生改变,义齿的就位方向也发生相应的改变。这样所得到的观测线就不再是基牙的解剖外形高点连线,而是观测方向改变后获得的观测线,此时的观测线与义齿卡环的设计密切相关。

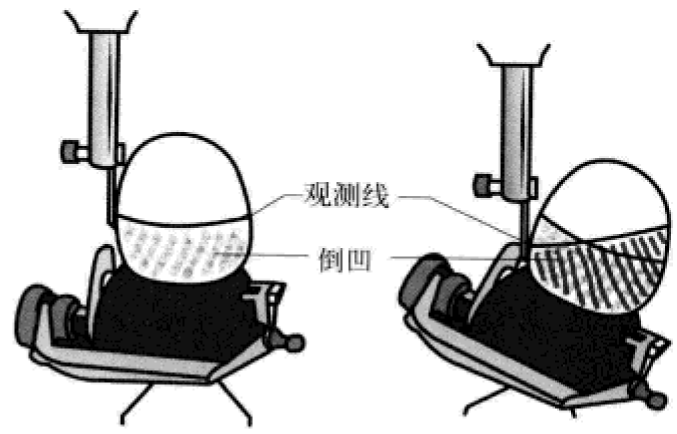


图 2-50 观测线和倒凹

(3) 观测线的种类

由于各个基牙解剖外形特点,倾斜的方向和角度不同,会出现不同的观测线,如果改变就位道方向,同样会得到不同的观测线。根据可摘局部义齿设计时确定的就位道,就可以画出需要的观测线,观测线有3种基本类型(见图2-51):

① 一型观测线

为基牙向缺隙相反方向倾斜时所画出的观测线。倒凹区主要位于基牙的远缺隙侧,而近缺隙侧倒凹小,其观测线特点为近缺隙侧距殆面远,远缺隙侧距殆面近。

② 二型观测线

为基牙向缺隙方向倾斜时所画出的观测线。倒凹区主要位于基牙的近缺隙侧,而远缺隙侧倒凹小,恰好与一型观测线相反,其观测线特点为远缺隙侧距殆面远,而近缺隙侧距殆面近。

③ 三型观测线

为基牙向颊侧或舌侧倾斜时所画出的观测线。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

基牙的近、远缺隙侧均有明显的倒凹，倒凹区大，非倒凹区小，其观测线的特点是近缺隙侧和远缺隙侧都距殆面近。

除上述3种基本类型外，部分国外的教科书还提出了第四型及第五型观测线。

④ 四型观测线

同样为基牙向颊侧或舌侧倾斜时所画出的，但基牙的近、远缺隙侧均没有明显的倒凹，倒凹区极小，而非倒凹区很大，正好和三型观测线相反，其特点是近缺隙侧和远缺隙侧均距殆面远。

⑤ 五型观测线

为基牙向缺隙方向或者反缺隙方向极度倾斜时形成的，观测线形似对角斜线式（diagonal surveying line），基牙向缺隙相反方向倾斜时，倒凹区在远缺隙侧，而基牙向缺隙方向倾斜时，倒凹区在近缺隙侧，倒凹区和非倒凹区的分布呈对角线式分割，区域特色鲜明，且倒凹大，观测线的一端接近殆方，而另一端接近基牙颈部。

四型观测线的倒凹区极小，不能提供足够的固位区；而五型观测线因倒凹过大，分布不利于卡环的设计，故后两类观测线未被普遍采用。

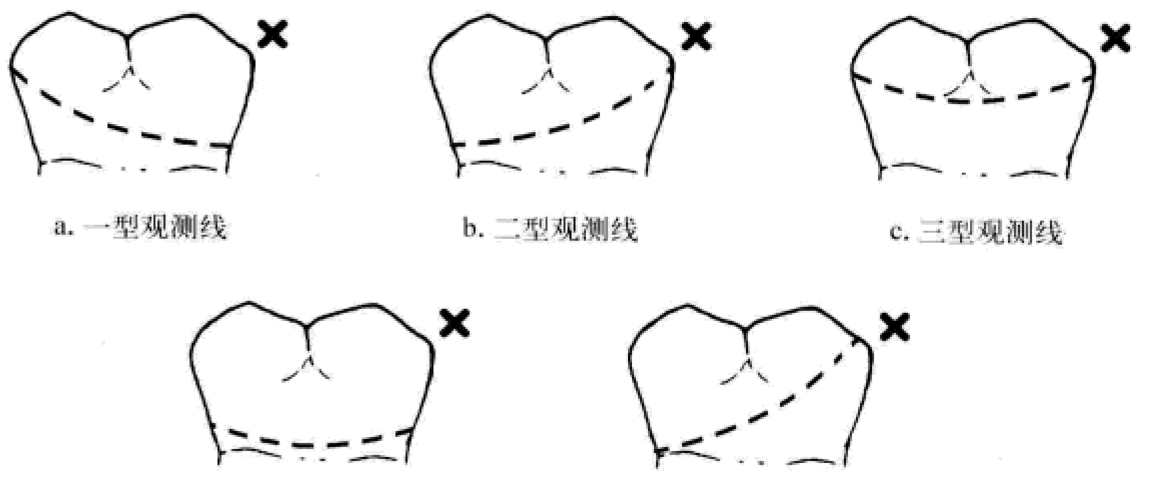


图 2-51　观测线的类型

×表示缺隙

（4）观测线类型与卡环臂的选择

根据3种基本的观测线可以选择相应的固位卡环臂（见图2-52）。

① 一型卡环臂

适用于一型观测线，常规为铸造制成。一型卡环臂具有良好的固位、稳定作用，也有支持作用。在无条件铸造时，也可以采用弯制方法制作。

② 二型卡环臂

适用于二型观测线。最常用的设计为U型和T型卡环，卡环臂的一个尖端位于近缺隙侧的倒凹区，而另一个尖端则位于非倒凹区；其他设计形式还有C、I、L型卡环臂。该型卡环臂的固位作用较好，但稳定和支持作用稍差。如果采用弯制方法制作二型卡环臂，钢丝必须采用迂回或大角度折返的



图 2-52　3种观测线与相应的卡环臂

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

方式伸到基牙近缺隙侧较大的倒凹内。

③ 三型卡环臂

适用于三型观测线。当卡环臂具有良好的弹性时，才能通过基牙的外形高点进入倒凹区，故其对材料性能要求较高，常规采用成品锻丝弯制的方法获得。由于倒凹区大，应该注意卡环臂不能进入倒凹区过深，以防止卡环臂的永久性变形；此外，由于非倒凹区较小，还要注意卡环臂的肩部不能影响咬合。三型卡环臂也可以设计成铸造卡环，但铸造卡环臂的弹性通常比锻丝卡环弹性差，更加要注意卡环臂尖端进入倒凹区的深度。

3. 卡环设计的基本要求

卡环的设计需要从以下 6 个方面考虑：

（1）固位

卡环臂产生固位力的大小与卡环臂的弹性，固位臂末端进入倒凹区的深度，以及倒凹区内卡环臂的长度有关。

基牙颈部收缩角度的大小决定了卡环臂进入倒凹的深度，如果不考虑卡环臂的弹性变化，固位力取决于卡环臂尖进入倒凹的深度，而不是卡环臂尖与外形高点的位置。可摘局部义齿所有主要基牙上的固位力应尽量相等，每个基牙上的固位卡环臂尽量置于相同的倒凹深度内，以获得相对均衡的固位。

通常可以从 3 个方面来测量固位臂在倒凹区的位置：用倒凹测量器可以测量到倒凹的颊舌向深度。一般钴铬合金铸造卡环的倒凹深度为 0.25 mm，金合金铸造卡环的倒凹深度为 0.375 mm，锻造卡环倒凹深度可以达到 0.5 mm。测量观测线与卡环臂末端的距离。测量倒凹区内卡环臂的近远中长度。

（2）支持

主要利用卡环的秴支托部分抵抗卡环的组织向移位。

（3）稳定

除固位臂以外，卡环的其他部分都有不同程度的稳定作用，可以抵抗修复体水平方向的移位，其中卡环体部和对抗臂起主要作用。

（4）对抗

每一个起固位作用的卡环臂都必须有一个对应的对抗臂，或者能够通过义齿的其他部分来抵抗义齿脱位时固位臂作用在基牙上的水平力。对抗臂位于固位臂的对侧，除了对抗作用之外，还能发挥稳定作用，减少义齿水平向的移位。

（5）围绕基牙半周以上

卡环必须环抱基牙半周以上或与基牙 3 个不同面接触的区域要包绕基牙周径一半以上。如果采用圆形卡环，与基牙之间为连续接触，如果采用杆形卡，则至少要有 3 个尽量分开的接触区包绕基牙周径 180°以上，这 3 个接触区分别是秴支托、固位臂末端和对抗臂末端。

（6）被动性

卡环就位后，在静止状态下应完全是被动的，不会对基牙施加作用力，只有当义齿受到脱位力时才发挥作用。

4. 卡环的分类

卡环的种类繁多，通常根据制作方法、卡环臂数目以及卡环与导线的关系进行分类。

（1）按制作方法分类

分为铸造卡环（casting clasp）、锻丝卡环（wrought wire clasp）和组合卡环（combination clasp）。

① 铸造卡环：一般临床常用 18:8 镍铬合金、钴铬合金、钛合金、金合金等铸造而成。其优点是可根据基牙条件及基牙上观测线的位置，充分利用基牙的有利倒凹，设计制造成任何形式的卡环臂（包括卡环臂的形状、宽窄走向等）。因此铸造卡环的固位、支持、卡抱作用都较好。

② 锻丝卡环：目前临床较为常用，是用圆形不锈钢丝弯制而成。磨牙卡环可选用直径 0.9~1.0 mm（20~19 号）不锈钢丝，前磨牙卡环可选用直径 0.8~

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

0.9 mm(21~20 号)不锈钢丝弯制。其优点是弹性较大,与基牙接触面小,光滑易清洁,对基牙损伤以及造成龋病的情况较少。制作设备简单,操作设备简单,操作简便,经济耐用。

③ 组合卡环:由锻丝固位臂和铸造对抗臂组成(见图 2–53)。固位臂最常采用不锈钢丝弯制的圆环形卡环臂,对抗臂通常为铸造圆环形卡环臂。



a. 颊面观　　b. 舌面观

图 2–53　组合卡环

组合卡环的优点来源于锻丝固位臂的弹性和可调节性。当卡环需要较大弹性时,比如与远中游离端相邻的基牙,或基牙健康状况差而又不能采用杆形卡环时,可采用组合卡环。另外,对于不能准确判断所需固位力大小的情况,可以利用锻丝固位臂的可调节性,在义齿完成后进行必要的调整,来增减固位力。组合卡环的第三个优点是其较铸造卡环臂美观。因为锻造金属丝的直径比铸造卡环臂小,圆形的金属丝比扁而宽的铸造卡环臂在口腔内相对较隐蔽。

组合卡环最常用于末端游离缺失牙列近缺牙区的基牙,当基牙上只有近中倒凹,或基牙的颊侧有较大的组织倒凹不能采用杆形卡环的情况。锻丝固位臂能提供比铸造卡环臂更大的弹性,以缓解可摘局部义齿承受𬌗力时对基牙产生的扭力。

(2)按卡环的形态分类

分为圆环形卡环(circumferential clasp)和杆形卡环(bar clasp)。

① 圆环形卡环

因圆形卡环包绕基牙的 3 个面和 4 个轴面角,即包绕基牙牙冠的 3/4 以上,形似圈环,故名圆环形卡环(见图 2–54)。这种卡环为 Aker(1936)首先应用,故又称 Aker 卡环。此卡环适用于牙冠外形正常、健康的基牙上,其固位、稳定作用好,常用于牙支持式可摘局部义齿。常见的圆环形卡环的种类有:单臂卡环、双臂卡环、三臂卡环、圈形卡环、回力卡环、对半卡环、联合卡环、延伸卡环、倒钩卡环、尖牙卡环等。

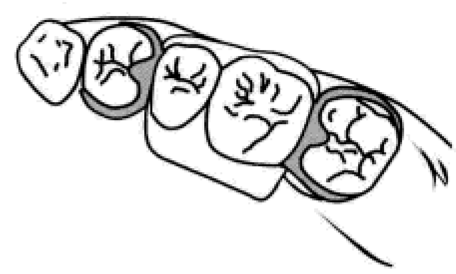


图 2–54　铸造圆形卡环

圆环形卡环臂存在一些不足之处,如因为其起始于𬌗面,与杆形卡环臂比较,覆盖牙面的面积太大;圆形卡环臂较杆形卡环臂暴露金属多;同所有铸造卡环一样,很难通过调整其半圆形截面的卡环臂来增大或减小固位力。

② 杆形卡环

杆形卡环是 Roach (1934) 提出的,故又称 Roach 卡环。此类卡环的卡环臂从金属支架、基托内网状支架或大、小连接体伸出,经牙龈组织到达基牙牙冠唇、颊面的导线以下的倒凹区,其固位作用是由下向上的推型固位,故又称推型卡环(push type clasp)。杆形卡环有相对独立的颊侧臂和舌侧臂,包绕基牙约 1/4。经牙龈至牙冠倒凹区。适用于后牙游离端缺失的邻缺隙区的基牙。常见的杆形卡环的种类有:I 形杆卡、T 形卡环、U 形卡环、L 形及 C 形卡环等(见图 2–55)。



a. U 形卡环　　b. L 形卡环　　c. C 形卡环

图 2–55　铸造杆卡环

杆形卡环主要适用于基牙的颈 1/3 处倒凹较浅,及对美观要求较高,希望尽量少暴露金属的情况。而当基牙颈部倒凹过深、过大,或组织倒凹过大时一般不能选择杆形卡环,因为倒凹过大,填倒凹

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

后，会使卡环臂与牙体或软组织间形成过大间隙，从而干扰软组织活动，并导致食物软垢堆积。另外，当前庭沟过浅和基牙过度颊、舌向倾斜时也不适于选择杆型卡环。

(3) 按卡环臂和支托数量分类

分为单臂卡、双臂卡和三臂卡(见图 2-56)。

① 单臂卡环(one arm clasp)

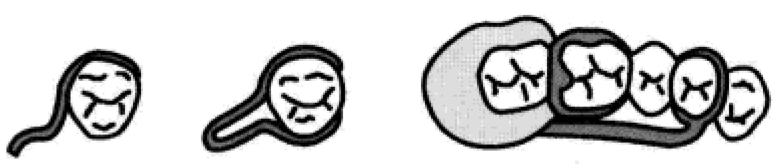
只有一个弹性卡环臂，位于基牙颊侧，其舌侧利用基托起对抗臂的作用。可用铸造或弯制而成，其中利用连接体跨越𬌗外展隙与可摘局部义齿支架或树脂基托连接的单臂卡环称为间隙卡环。

② 双臂卡环(two arm clasp)

有颊、舌两臂。一般颊侧为固位臂、舌侧为对抗臂或两侧交互作用臂，可铸造或弯制而成。

③ 三臂卡环(three arm clasp)

由颊、舌两臂及𬌗支托组成。详见前文。



a. 单臂卡环　b. 双臂卡环　c. 三臂卡环

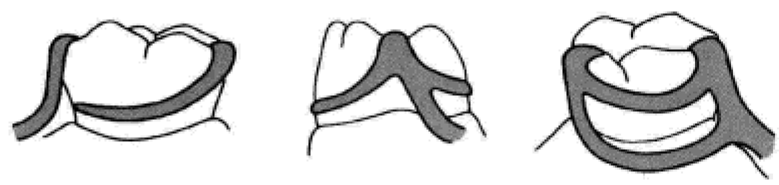
图 2-56　按卡环臂和支托数量分类

5. 常用的各种卡环

(1) 圈形卡环(ring clasp)

圈形卡环几乎围绕基牙一周，卡环游离臂端设在颊或舌面主要倒凹区，经过基牙远中延伸至舌面或颊面非倒凹区(见图 2-57)，发挥固位作用。圈形卡环多用于最后孤立的磨牙上以及无法用其他的方法使卡环臂进入基牙近中倒凹时，比如下颌磨牙向近中舌侧倾斜，舌侧近中倒凹区靠近𬌗支托的位置，无法放置卡环臂，而且由于基牙舌向倾斜，也无法应用杆形卡环臂时，圈形卡环可以环绕基牙从远中方向进入倒凹。

铸造圈形卡环的近、远中可以分别或同时放置𬌗支托。远中辅助𬌗支托可以防止基牙向近中倾斜移动。因为卡环臂较长，必须设计附加支持结构，可以加宽非倒凹区对抗臂并设计并行双臂，以提高其强度。圈形卡环的缺点是卡环覆盖牙面面积较大，整个卡环除了起固位作用的卡环臂末端以外都必须位于外形高点线以上，而且由于在基牙近远中𬌗面有两个𬌗支托，可能会改变牙冠的外形，有可能影响牙龈组织的生理性刺激。



a. 舌面观　b. 邻面观　c. 颊面观

图 2-57　圈形卡环

(2) 对半卡环(half and half clasp)

对半卡环由颊、舌侧两个相对的卡环臂和近中、远中两个支托所组成，通过各自的小连接体分别连接于树脂基托中或铸造支架上(见图 2-58)。主要用于前后有缺牙间隙、孤立的前磨牙或磨牙。对半卡环不适用于双侧末端游离缺损的可摘局部义齿。



图 2-58　对半卡环

(3) 长臂卡环(long arm clasp)

长臂卡环又称延伸卡环(extension clasp)。用于基牙松动或基牙外形无明显倒凹无法获得足够固位力者，此时，将卡环臂延长伸至邻牙的倒凹区以获得固位，并有固定松动基牙，起到夹板保护作用(见图 2-59)。



a. 颊侧观　b. 舌侧观

图 2-59　长臂卡环

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（4）连续卡环（continuous clasp）

连续卡环多用于牙周夹板，卡环放置在 2 个以上的基牙上（见图 2-60）。弯制的连续卡环常可包括整个前牙区或后牙区。卡环臂很长仅其中间部分弹性较大处可进入基牙倒凹区，其余部分与导线平齐。此卡环无游离臂端，连接体越过殆外展隙至舌侧，埋入基托内。

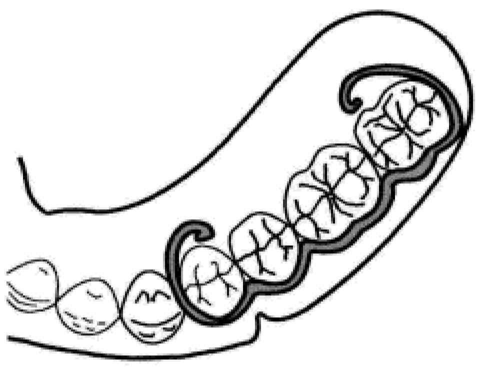
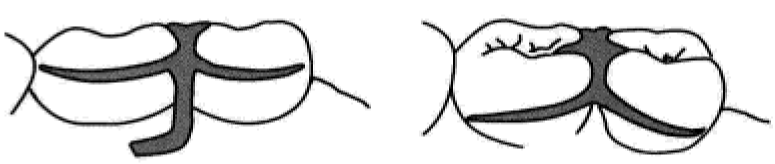


图 2-60　锻造连续卡环

（5）联合卡环（combined clasp）

联合卡环由位于相邻两基牙上的 2 个卡环通过共同的卡环体相连而成（见图 2-61）。此卡环需用铸造法制成。卡环体位于相邻两基牙的殆外展隙，并与伸向殆面的殆支托相连接。适用于基牙牙冠短而稳固，相邻两牙之间有间隙或有食物嵌塞等情况。两基牙间的殆 1/3 部分一定要预备足够的间隙，以便能放置卡环的联合卡环体部分。另外，在牙体预备时要注意一定不能破坏相邻基牙间的接触区。联合卡环最好要采用双殆支托。这样可以避免修复体产生楔力，造成基牙分离，并导致食物嵌塞和卡环移位。



a. 舌面观　　b. 颊面观

图 2-61　联合卡环

（6）并联卡环（multiple clasp）

并联卡环由两个相对的圆形卡环组成，两卡环对抗臂的末端相连（见图 2-62）。它可以提供较大的固位和稳定作用，当可摘局部义齿需要修复牙列中一侧牙多数缺失时，并联卡环可以提供多卡环固位。当固位倒凹只存在于两基牙的相邻部位时，可以用并联卡环代替联合卡环。并联卡环的缺点是，它的两个卡环要通过两个外展隙，而不是一个共同的外展隙。



a. 舌面观　　b. 颊面观

图 2-62　并联卡环

（7）回力卡环（back-action clasp）

回力卡环常用于后牙游离端缺失，基牙为前磨牙或尖牙，牙冠较短或呈锥形者。其卡环臂尖端位于基牙唇（颊）面的倒凹区，绕过基牙的远中面和殆支托相连接，再转向基牙舌面的非倒凹区，在基牙近中舌侧通过连接体与基托或连接杆相连；或者卡环臂尖端位于基牙舌面倒凹区，经过基牙非倒凹区与远中支托相连，再转向近中颊侧非倒凹区，通过连接体与基托相连，这种被称为反回力卡环（reverse back action clasp）（见图 2-63）。以上两者均为铸造卡环。由于远中殆支托不与基托或连接杆直接相连，殆力通过人工牙和基托主要传导至基托下覆盖的软硬组织上，可减轻基牙承受的殆力，起到应力中断的作用。

（8）倒钩卡环（reverse hook clasp）

倒钩卡环常用于倒凹区在殆支托的同侧下方

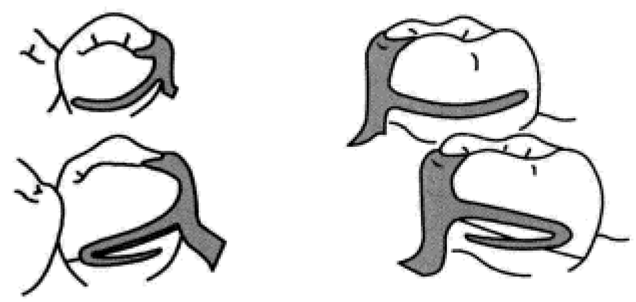


a. 回力卡环　　b. 反回力卡环

图 2-63　回力卡环和反回力卡环

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的基牙(见图 2-64)。可以从殆面方向进入基牙近缺隙处的倒凹。虽然用起始于基牙另一侧的圈形卡环或起始于牙龈方向的杆形卡环臂也可以达到相同的效果,但是,当存在组织倒凹、基牙倾斜,或软组织附着过高不能采用杆形卡环臂时,或者基牙有舌侧倒凹,圈形卡环无法放置支持臂,如果放置支持臂,会干扰舌运动时,这些情况下就只能选择倒钩卡环。倒钩卡环的缺点是覆盖牙面过大,容易积存食物软垢;卡环臂的弹性有限,基牙的功能性负荷较大,而且暴露金属较多,不适用于前部基牙。另外,在卡环设计和制作时,要注意使连接卡环臂上下部分的弯曲处圆钝,以免造成应力集中和卡环臂折断。



a. 舌侧　　b. 颊侧

图 2-64　倒钩卡环

(9)尖牙卡环

尖牙卡环专门用于尖牙上。设近中切支托,卡环由切支托顺舌面近中切缘嵴向下,至舌隆突,方向上转,沿舌面远中边缘嵴至远中切角,反折至唇面,卡环臂在唇面进入近中倒凹区(见图 2-65)。此卡环的支持、固位作用较好。

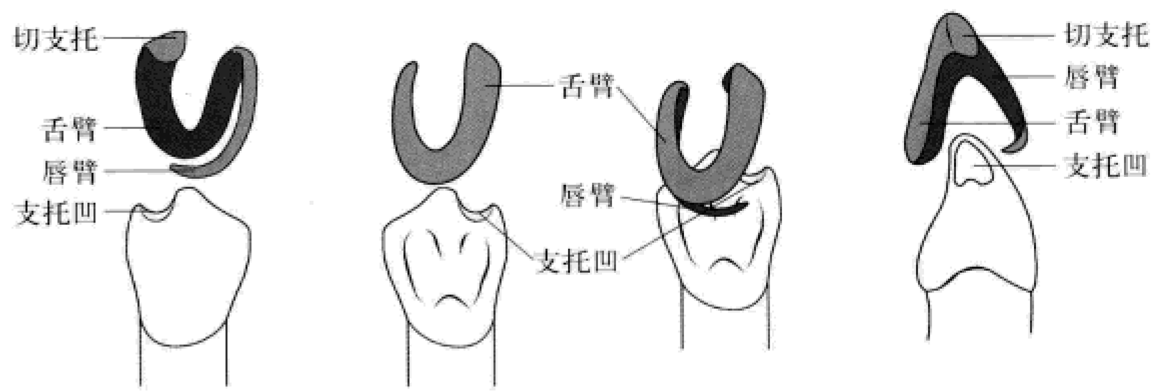
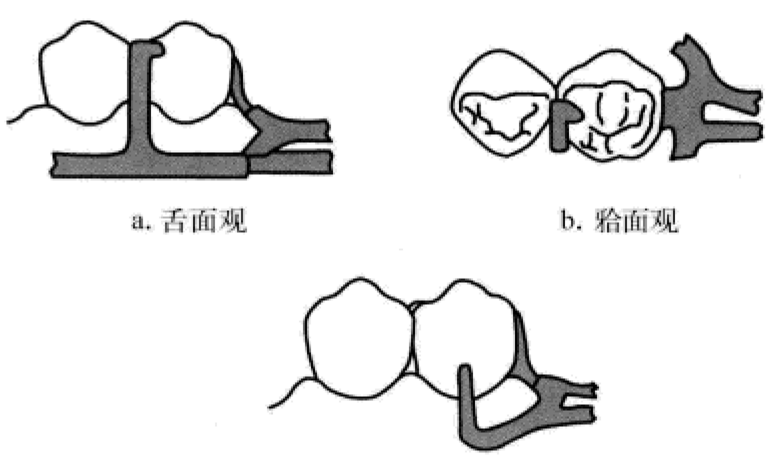


图 2-65　尖牙卡环

(10)RPI(rest guiding plate I-bar)卡环组

RPI 卡环组由近中殆支托、远中邻面板、颊侧 I 形杆式卡环三部分组成(见图 2-66)。常用于远中游离端义齿(distal extension denture)。由 Kratochvil(1963)设计, Krol(1973)对此卡环进一步作了说明,并将此卡环组称为 RPI 卡环,指出了其优缺点、适用范围,并强调了近中殆支托的合理性,有利于基牙和基托下组织健康。



a. 舌面观　　b. 殆面观　　c. 颊面观

图 2-66　RPI 卡环的组成和各个方向观

① 近中殆支托

指远中游离端义齿在邻缺隙基牙的殆面近中边缘嵴放置的殆支托。支托的小连接体位于两邻牙的舌外展隙处。在相同殆力作用下,设计近中殆支托时,基牙受力比远中殆支托小,且所受作用力的方向与基牙长轴基本一致,基牙根周应力分布较均匀。近中殆支托的小连接体还有对抗游离端义齿向远中移位的作用。

无论设计远中还是近中殆支托,因支托位置都偏于基牙长轴一侧,通过殆支托传递给基牙的作用

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

力均不直接通过基牙长轴，都会存在一定偏心距，从而产生偏心压缩力和一个转动力矩。如果采用远中𬌗支托，由于基牙无远中邻牙得不到支持，所以基牙会向远中倾斜。而采用近中𬌗支托的话，基牙则向近中倾斜，但由于近中有邻牙支持，此支持力可以产生一个相反方向的转动力矩，这样，使基牙受力减少，作用力较均匀地分布到牙根周两侧。与此同时，由于𬌗支托从远中移至近中，也就是说支点的位置前移，这使基牙上的卡环臂与基托游离端位于支点的同一侧，当受到𬌗力作用时，卡环臂与基托同时下沉、卡环与基牙脱离接触，基牙受到的扭力作用减少。另一方面，由于支点前移，使游离距延长，在相同𬌗力作用下，基牙受力减少，基托下组织受力增加。但是由于支点前移，同时也加大了转动半径，因而使基托下组织的受力方向接近垂直，且分布比较均匀。

近中𬌗支托虽然可减少基牙所受的作用力，但加大了牙槽嵴的负担。因此在实际应用中，还要根据口腔的具体条件来选择。如基牙条件好，牙槽嵴条件差，宜选用远中𬌗支托；而基牙条件差，牙槽嵴条件好时，可选用近中𬌗支托。

② 远中邻面板

指在邻缺隙侧基牙的远中邻面从边缘嵴到中1/3与龈1/3结合处预备导平面，在卡环组上制作与之相接触的垂直型导板。导平面的颊舌向宽度由基牙邻面外形所决定。邻面板有时可以向舌侧伸展至基牙的远舌轴面角，对颊侧卡环臂起对抗作用，所以基牙上常常可以省去舌侧对抗臂（平衡臂）。当义齿下沉时，邻面板随之下移，但仍与基牙接触。邻面板的作用是防止义齿脱位，增强义齿的固位力。预备的导平面面积越大，义齿脱位的可能性就越小。用邻面板固位比卡环固位对支持组织的损害小。邻面板与基牙上导平面相接触并在水平方向的支持作用很强，而且可以使倒凹区减到最小，可以有效防止食物积存，也有利于美观。邻面板常用于下颌牙的邻面和舌面。上颌牙因牙体长轴颊侧倾斜，不宜做导平面及邻面板。

③ I 形杆

"I"杆放置于基牙唇颊面的龈1/3，进入倒凹区约0.25 mm，I杆的整个卡环臂向末端变窄，与基牙接触的尖端不能大于2 mm。卡环臂的水平部分至少离开龈缘4 mm。I杆的优点是与基牙接触面积小，对基牙的损伤小，固位作用好，美观。

④ RPI 卡环组的优点

A. 在𬌗力作用下，游离端邻缺隙基牙受力小，且作用力方向接近长轴。

B. I形杆与基牙接触面小，美观且龋患率小。

C. 邻面导板可防止义齿与基牙间食物嵌塞，同时起到舌侧对抗臂的作用。近中𬌗支托的小连接体可防止游离端义齿向远中移位。

D. 游离端基托下组织受力虽增加，但作用力较垂直于牙槽嵴，且分布均匀。

（11）RPA（rest guiding plate Aker clasp）卡环组

RPA卡环组是Eliason（1983）在RPI卡环组的基础上提出的。RPA中A为Aker的前缀。它与RPI卡环组不同点是以圆形卡环的固位臂代替杆式I形卡环臂。目的是为克服RPI卡环组的某些不足之处，例如：当患者口腔前庭的深度不足或基牙下存在软组织倒凹，不宜使用I形卡环臂组时，可采用RPA卡环组。

RPA卡环组包括近中𬌗支托、远中邻面板和圆形卡环固位臂。要求基牙排列正常，可以通过调节共同就位道，使观测线位于牙冠的中部，以便获得比较平均的颊面近、远中两个倒凹区。卡环臂的坚硬部分与观测线的上缘平齐，卡环臂的弹性部分进入倒凹（见图2-67）。设计时特别要注意这一点，只有当卡环臂的坚硬部分与观测线的上缘接触时，才可以充分发挥坚硬部分的稳定作用和一定的支持作用，当义齿基托游离端受力时，不会对基牙造成过大的扭力。如果按常规圆形卡环设计，固位臂坚硬部分位于观测线以上并斜向通过牙冠

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

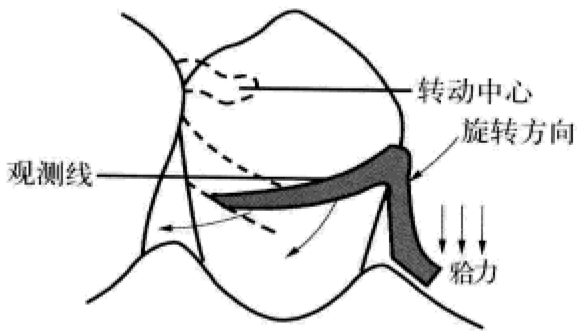


图 2-67　RPA 卡环组

中部，随后卡环臂尖端进入倒凹区，这样当基托游离端受力时，会在卡环体部形成支点，近中殆支托脱离殆支托凹，而卡环臂的尖端部分由于受到倒凹区的限制不能与基牙分离，并产生一个殆向的作用力，使基牙受到扭力，向远中旋转。因此，设计近中殆支托时一定不能将卡环臂的坚硬部分向殆方上移。正确的设计为卡环臂的坚硬部分应止于牙颊面的观测线上缘，只有卡环臂的弹性部分进入倒凹区。

（12）其他类型的卡环

在 RPI 卡环组基础上，由于基牙颊侧所设置的固位卡类型不同，命名不同卡环。如设置"T"型杆卡、则为 RPT 卡环，如设计"L"型杆式卡则称为 RPL 卡环等。临床可根据基牙颊侧观测线情况、固位的需要选择不同杆式卡。

（二）套筒冠型固位体

套筒冠固位体由内冠与外冠组成，内冠黏固在基牙上，外冠与义齿其他组成部分连接成整体，固位体通过内冠与外冠之间的嵌合作用，产生固位力，使义齿取得良好的固位与稳定。

套筒冠固位体的研究与临床应用已有较长历史，Peeso（1924）在临床试用套筒冠作可摘局部义齿的固位装置。此后，在 20 世纪 30 年代 Reichborm-kjennerud、Höupl 等在临床也应用了套筒冠作义齿的固位体。随着该固位体的临床应用，以及口腔修复技工工艺技术的不断发展，到 20 世纪 50 年代末，已推出了多种结构形态的套筒冠固位体，其中比较具有代表性的套筒冠固位体是 Stejger、Böttger 设计的圆柱状套筒冠，Goerny 设计的缓冲型套筒冠，Körber 设计的圆锥型套筒冠。而上述各种套筒冠除内冠外形有差异外，其基本结构相似，由内冠与外冠组成。

目前临床上最常用的套筒冠固位体是 Körber（1958）提出的圆锥型套筒冠固位体（见图 2-68），其内冠为圆锥形，内冠与外冠之间形成嵌合作用，固位力可以调节，采用该固位体的义齿稳固性好，能较好恢复咀嚼效能。

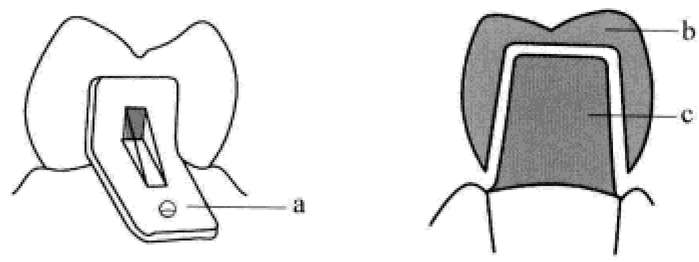


图 2-68　圆锥型套筒冠固位体

a：小体连接　b：套筒冠外冠　c：套筒冠内冠

1. 圆锥型套筒冠固位体的特点

（1）固位力调节

圆锥型套筒冠固位体的固位力可根据义齿所需的固位力进行调节。特别在多基牙情况，可通过内冠的角度调整，调整固位效果，不会因基牙数多，使修复体摘戴困难。

（2）固位力维持

可摘局部义齿卡环固位体随义齿摘戴次数增加，固位力会减弱，而圆锥型套筒冠固位体的固位力不会随义齿使用时间与摘戴次数增加而降低。由于圆锥体与外锥体之间密合嵌合，在反复摘戴摩擦后，仍不会降低密合度，因此能保持固位体的固位力。

（3）基牙的保护

圆锥型套筒冠固位体的内冠可将龋患的基牙，在去净龋后，或在牙体组织缺损面积大的患牙根管充填完整后，制作桩核，然后覆盖起来，可防止牙体折断或继发龋。

（4）牙周组织的健康

圆锥型套筒冠固位体的金属内冠表面容易清

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

洁，菌斑不易附着，使基牙牙周组织保持良好的卫生状态，防止龈缘炎的发生。

（5） 美观

圆锥型套筒冠固位体与卡环固位体相比金属暴露少，固位体外冠可根据缺牙区邻牙的形态与色泽制作，得到自然美观的效果。

（6）牙体制备量大

圆锥型套筒冠固位体的内冠有一定要求，在基牙牙体制备时，削磨的牙体组织量较多。若有活力的基牙在进行制备时难度大，容易损伤基牙牙髓组织，或者因削磨牙体组织量大，髓室接近金属内冠壁，在金属内冠黏固后，遇冷热刺激，容易引起牙髓炎症。

（7）内冠金属暴露

当圆锥型套筒冠义齿清洁时，将修复体取出，金属内冠暴露，影响美观。因此在制作修复体前，必须向患者解释，使其有心理准备。

（8）颈缘金属线

由于圆锥型套筒冠义齿反复摘戴，容易造成固位体的唇颊面颈缘瓷层或树脂层的损坏，因此，为了避免固位体瓷层或树脂层的损坏，在固位体的唇颊面颈缘处有一条金属保护线，有时牙颈部颈缘金属线会暴露。

2. 圆锥型套筒冠固位体的适用范围

圆锥型套筒冠可作为可摘局部义齿的固位体，但是必须慎重选用，因为套筒冠固位体对基牙牙体预备量较大，不利于牙体硬组织的保存。在中、重度牙周病伴牙列缺损，以及少数牙残存的牙列缺损修复治疗中，圆锥型套筒冠固位体可以发挥较好的固位作用，并起到保存患牙的作用。

关于套筒冠固位体的详细内容请参考《圆锥型套筒冠义齿》一书。

（三）附着体固位体

19 世纪末，Carr 等开始使用附着体作为可摘局部义齿的固位体，这些附着体以金、铂、钯等材料，采用弯制、切割和焊接等手工方法与义齿的其他部分连接，形式各异，但已具有现代使用附着体的雏形。1906 年，Herman 和 Chayes 设计的可调节固位力的冠内附着体在结构上已相当完善，成为现代附着体的前身。以后的 Gollobin、Stern 和 McCollum 附着体都是在 Chayes 附着体的基础上设计形成。瑞士 Hans Dalla Bona 制作的 Dalbo 附着体是冠外附着体的典范。

1. 附着体的分类（见图 2-69）

（1）根据制作方法及精密程度分为精密附着体（precision attachment）和半精密附着体（semi-precision attachment）

精密附着体是一种嵌锁型固位装置，其一部分固定于基牙上，另一部分与义齿基托相连，起固位、支持和稳定作用，一般是金属预成品。半精密附着体采用预成的塑料、蜡型直接铸造而成，绝大多数半精密附着体都有预成件。

（2）根据附着体与基牙的关系分为冠内附着体（intracoronal attachment）、冠外附着体（extracoroilal attachment）和根面附着体（root attachment）。

（3）根据附着体阴性和阳性结构之间的结合形式分为刚性附着体（rigid attachment）和弹性附着体（resilient attachment）

刚性附着体在功能状态下不应有任何运动，有直接固位的功能；弹性附着体在功能状态下有一定方向、一定量的运动，这种运动可向任何方向的旋转运动或沿着一个方向的铰链运动，又称作铰链式附着体（hinge attachment），它仅能从基牙上获得固位，支持和稳定作用要从牙槽嵴上获得。

（4）根据不同形状分类

有栓道式附着体（key-key way attachment）、球窝型附着体（ball socket attachment）、按扣式（stud type attachment）和杆式附着体（bar type attachment）等。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

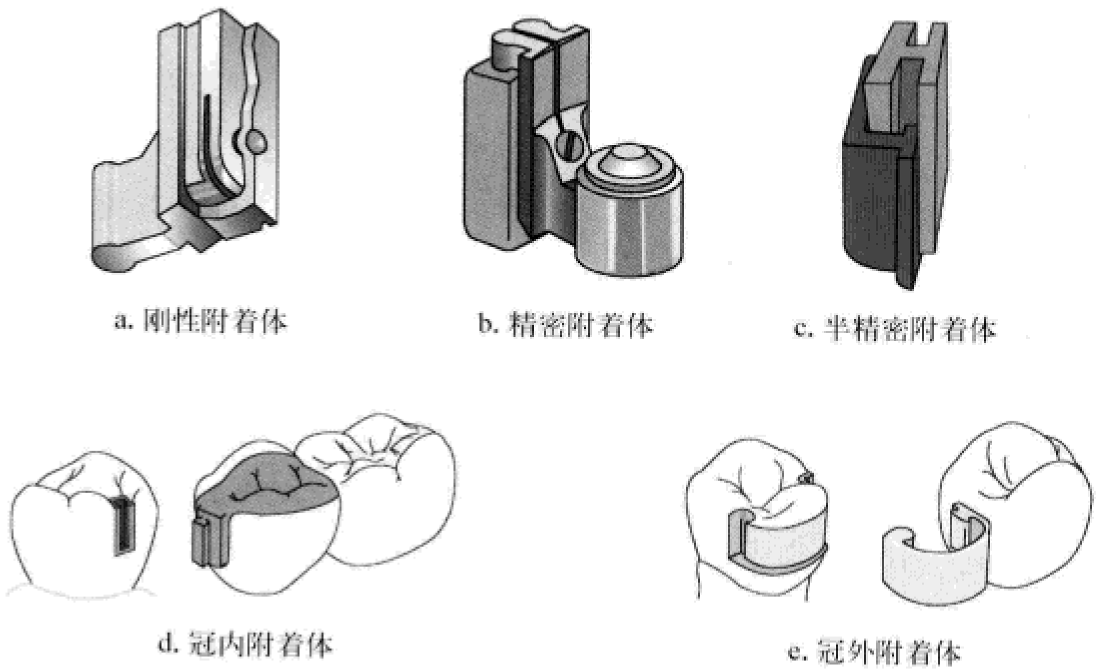


图 2-69　各种附着体

2. 附着体的特点

(1) 符合生物力学原则

附着体固位体与切支托和殆支托相比，可使作用于基牙上的力传导更趋轴向，减少对基牙的扭力。同时，附着体可以获得义齿的共同就位道。冠外附着体便于设计成铰链或弹性连接等应力中断装置，因而对于游离端缺损的病例，具有减少基牙受力的作用。

(2) 修复体美观、舒适

附着体义齿美观、舒适，适应期短，提高了患者的咀嚼效能，尤其适用于要求美观修复时。

(3) 费用较高，增加患者的费用。

(4) 附着体固位体制作相对复杂。

(5) 需要有一定的殆龈高度、唇舌宽度，放置冠内附着体还要考虑牙体解剖形态。

3. 附着体的适用范围

附着体可作为可摘局部义齿的固位体，适用于各类牙列缺损病例，当缺牙区殆龈距离，基牙条件许可时，都能利用附着体作为义齿的固位体，取得良好的固位作用和美观效果。

关于附着体的详细内容请参考《附着体义齿》一书。

第七节　间接固位体

间接固位体(indirect retainer)是用以辅助直接固位体的固位部件，一般用于末端游离牙列缺损的可摘局部义齿修复。在修复单侧或双侧末端游离缺损或多数前牙缺失时，义齿有时会沿支点线产生旋转移位；当义齿受垂直殆力时，会产生向基托下组织方向下沉移位；受侧向殆力作用时又会发生的颊舌向摆动移位；另外义齿受到食物黏着力和重力作用，游离端基托还有可能殆向旋转脱位，产生翘动移位，这些情况下就需要设计辅助固位的间接固位体，起到增强义齿的稳定，防止义齿发生翘起、摆动、旋转或下沉的作用(见图 2-70)。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

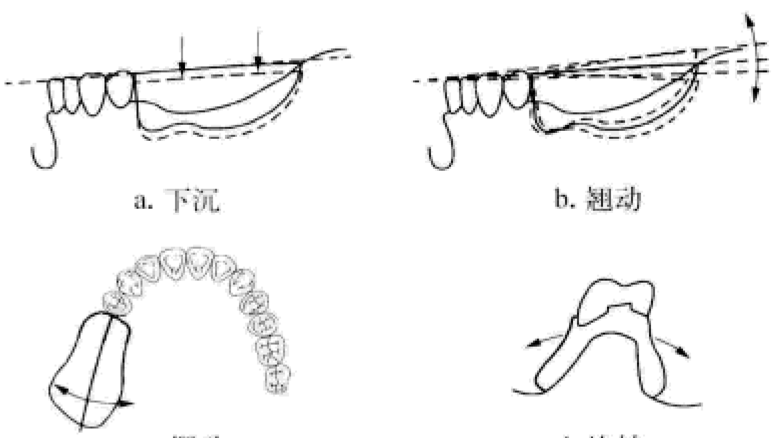


图 2-70 游离端义齿的不稳定现象

一、间接固位体的作用和设计要求

（一）作用

1. 辅助固位

间接固位体的主要作用就是协同直接固位体，防止游离端义齿殆向脱位。

2. 防止义齿旋转

间接固位体能起到平衡作用，防止义齿旋转，并可以减少因义齿转动而造成对基牙损伤。这种作用对于没有邻牙接触支持的孤立牙做基牙时，显得尤为重要。

3. 防止义齿摆动

间接固位体的小连接体与牙齿轴面接触，可以对抗侧向力，有助于义齿的稳定，以抵抗水平向运动。

4. 分散殆力

间接固位体可以作为一个辅助支托来支持大连接体，减轻基牙及基托下组织承受的殆力。

5. 提示是否需要重衬

间接固位体还可以直观地显示局部义齿游离端基托是否需要重衬。当可摘局部义齿使用一段时间后，当基托受压后绕支点线旋转时，如果间接固位体从支托凹中脱位，则表明承托区支持不足，此时可能需要对可摘局部义齿的组织面进行重衬。

（二）设计要求

间接固位体必须位于有支持能力的基牙上预备好的支托凹内，这样在殆力作用下才能保证不会发生支托滑动和牙齿移位，所以倾斜和支持差的牙不能用来支持间接固位体。

间接固位体以及相连的连接体必须有足够的强度，这样才能有效传导和分散殆力，使间接固位体发挥作用。

间接固位体与支点线的关系。支点线（fulcrum line）是一条假象的连线，通过可摘局部义齿两个主要基牙上的殆支托。为了充分发挥间接固位体的平衡作用，必须考虑间接固位体的位置和支点线的关系。原则上，支点线到间接固位体的垂直距离最好大于或等于支点线到游离端基托远端的垂直距离（见图 2-71），也就是说间接固位体最好位于支点线的中垂线附近。间接固位体距支点线的垂直距离愈远，对抗转动的力愈强，平衡作用也越好。在各种牙列缺损中常见的支点线有：

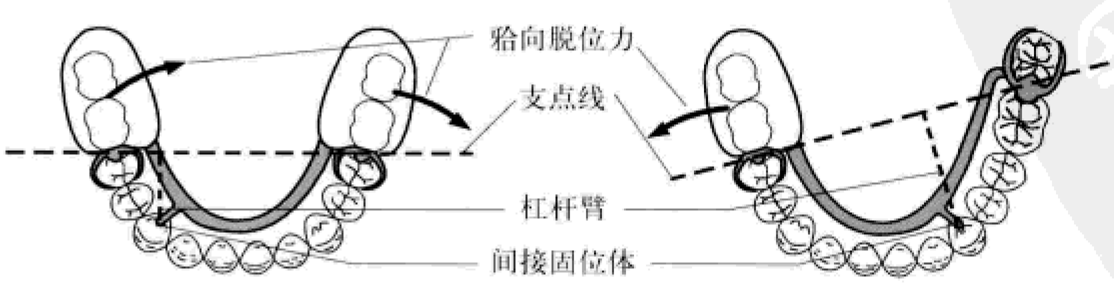


图 2-71 间接固位体与支点线的关系

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

肯氏Ⅰ类可摘局部义齿中，支点线通过两侧的最后基牙上放置的𬌗支托（见图 2–72a、b）。

肯氏Ⅱ类可摘局部义齿中，支点线是一条斜线，通过游离缺失端基牙和对侧最后部基牙上的𬌗支托（见图 2–72c）。如果对侧存在亚类缺隙，而且亚类缺隙的前方基牙离支点线足够远，就可以放置间接固位体，发挥有效的稳定作用（见图 2–72d）。

肯氏Ⅳ类可摘局部义齿中，支点线通过与单个缺隙相邻的两个基牙上的𬌗支托（见图 2–72e、f）。

肯氏Ⅲ类可摘局部义齿中，如果有一侧余留后牙预后不好，则支点线与没有余留后牙的情形相同，在该后牙缺失后，不必改变原先的义齿支架的设计（见图 2–72g）。

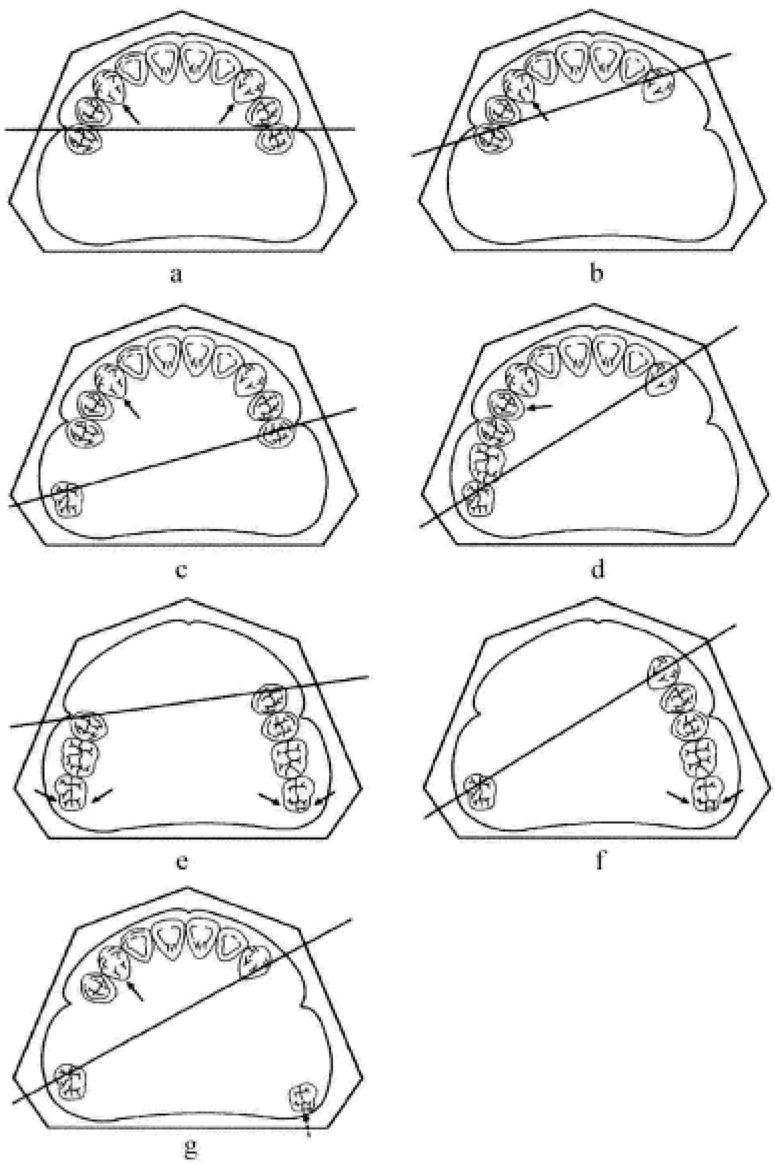


图 2–72　各种类型牙列缺损的支点线

（箭头所指即为间接固位体的最有利位置）

一般来说，末端游离可摘局部义齿（distal extension denture）的间接固位体应位于前牙舌隆突上，间接固位体距支点线的距离愈远，则对抗转动的力愈强。如果远中游离端缺牙多，从间接固位体到支承线的垂直距离不可能远时，则可采用前牙区多基牙的联合支持，共同发挥间接固位作用。

二、常见的间接固位体

常见的间接固位体包括尖牙支托、𬌗支托、连续卡环或前牙邻间钩、金属舌板、金属腭板、扩大的基托等。

1. 辅助𬌗支托

辅助𬌗支托是指除了直接固位体上的𬌗支托以外的其他支托。辅助𬌗支托是最常用的间接固位体，辅助𬌗支托要尽可能地远离游离端基托。在下颌双侧末端游离的可摘局部义齿上，辅助𬌗支托通常位于第一前磨牙近中边缘嵴。理论上，垂直于支点线的间接固位体的理想位置应位于中切牙的附近。但由于下颌中切牙的支持力太弱，而且舌面过于垂直而无法支持支托。位于两侧第一前磨牙的支托虽然接近支点线，但仍然能发挥很好的稳定作用。

以上原则也同样适用于上颌双侧末端游离的可摘局部义齿。通常在双侧第一前磨牙近中边缘嵴上，而不是在切牙上放置辅助𬌗支托（见图 2–73），这不仅是因为切牙的支持力较弱，而且还因为小连接体位于尖牙与第一前磨牙之间的外展隙内比位于尖牙之前对舌的干扰性小。

单侧末端游离的可摘局部义齿的间接固位体常被放置在游离端缺牙区对侧的第一前磨牙的边缘嵴上，一般只需要设计一个辅助支托。除

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

了需要额外的辅助支托来增加对大连接体的支持，或者由于远中基牙牙体牙周情况较差，需要为将来该基牙拔除后转变成双侧末端游离的可摘局部义齿做准备的情况以外，很少采用双侧支托。

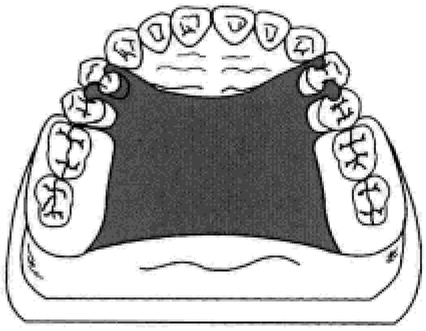


图 2-73 辅助船支托作为间接固位体

2. 尖牙支托

虽然间接固位体的最佳位置是磨牙或前磨牙的船面，但有时前牙也必须用来支持间接固位体或辅助支托。比如当第一前磨牙近中边缘嵴过于接近支点线，或者由于牙齿重叠，支点线不易确定时，可以采用尖牙支托(见图 2-74)。将尖牙支托的小连接体置于尖牙近中舌外展隙内，向后弯曲进入舌支托凹，或进入近中切支托凹，可以使其作用更显著。当尖牙缺失时也可采用舌支托或切支托，采用分散在多个切牙上的支托优于单个切牙支托。在决定切牙支托的位置和形态时必须考虑牙根的形状、长度和基牙倾斜度，以及临床冠长度和牙槽骨支持高度的比例。舌支托优于切支托，因为舌支托的位置更接近基牙旋转的水平轴，引起基牙倾斜的作用小，而且舌支托也更美观。

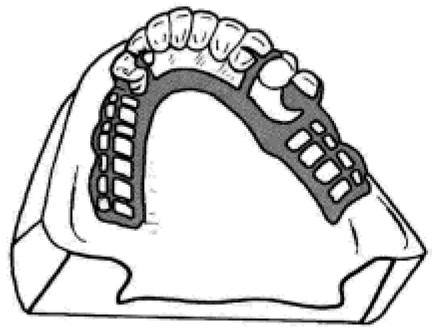


图 2-74 尖牙支托作为间接固位体

3. 舌隆突杆(连续杆)和舌板

严格来说，放置在没有预备过的前牙舌斜面上的舌隆突杆(连续杆)和舌板并不是间接固位体，间接固位体实际上是其两侧末端的支托，比如辅助船支托或尖牙支托。

但是在双侧末端游离缺损和单侧末端游离缺损可摘局部义齿中，舌隆突杆或舌板也可以发挥间接固位体的作用(见图 2-75)。还要指出的是，在双侧末端游离缺损和单侧末端游离缺损可摘局部义齿中，为了避免在远中游离端义齿翘动时对前牙造成矫治性移动，舌隆突杆或舌板的上缘一定不能放置到前牙的中 1/3 以上。因此，在设计舌隆突杆(连续杆)和舌板时需要尤其谨慎。

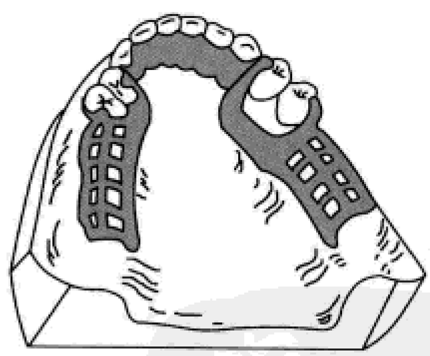


图 2-75 舌板起间接固位体的作用

（郭 羚）

参考文献

1 Alan BC, Glen PM, David TB. McCracken's Removable Partial Prosthodontics, 11th ed. The C.V.Mosby company, 2005.

2 Applegate OC. The rationale of partial denture choice. J Prosthet Dent, 1960, 10: 891-907.

3 Avant WE. A universal classification for removable partial denture situations. J Prosthet Dent, 1966, 16: 533-539.

4 Avant EW. Indirect retention in partial denture design. J Prosthet Dent, 1966, 16: 1103-1110.

5 Beckett LS. The influence of saddle classification on the design of partial removable restoration. J Prosthet Dent, 1953, 3: 506-516.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

6 Becker CM, Kaiser DA, Goldfogel MH. Evolution of remov-able partial denture design. J Prosthodont, 1994, 3: 158-166.

7 Ben UZ. Rigidity of major connectors when sub-jected to bending and torsion forces. J Prosthet Dent, 1989, 62: 557-562.

8 Berg E. Periodontal problems associated with use of distal extension removable partial dentures: a matter of construction. J Oral Rehabil, 1985, 12: 369-379.

9 Berg TI, Caputo AA. Anterior rests for maxillary removable partial dentures. J Prosthet Dent, 1978, 39: 139-146.

10 Bolouri A. Removable partial denture design for a few remaining natural teeth. J Prosthet Dent, 1978, 39: 346-348.

11 Breeding L, Dixon DL. Prosthetic restoration of the anterior edentulous space. J Prosthet Dent, 1992, 67: 144-148.

12 Brown DT, Desjardins R, Chao EY. Fatigue failure in acrylic resin retaining minor connectors. J Prosthet Dent, 1987, 58: 329-335.

13 Browning JD. Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth. J Prosthet Dent, 1986, 55: 347-351.

14 Browning JD, Meadors LW, Eick JD. Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. J Prosthet Dent, 1986, 55: 69-74.

15 Brudvik J, Reimer D. The tooth-removable partial denture interface. J Prosthet Dent, 1992, 68: 24-927.

16 Budtz JE. Alternate framework designs for removable partial dentures. J Prosthet Dent, 1998, 80: 58-66.

17 Burns DR, Ward JE, Nance GL. Removable partial denture design and fabrication survey of the prosthodontic specialist. J Prosthet Dent, 1989, 62: 303-307.

18 Campbell LD. Subjective reactions to major connector designs for removable partial dentures. J Prosthet Dent, 1977, 36: 507-516.

19 Casey JM, Lauciello FR. A method for marking the functional depth of the floor of the mouth. J Prosthet Dent, 1980, 43: 108-111.

20 Cecconi BT. Lingual bar design. J Prosthet Dent, 1973, 28: 635-639.

21 陈绍宝，吕黎明. 可摘局部义齿支架设计和制作步骤（一）. 口腔医学，1986：105-106.

22 陈绍宝，吕黎明. 可摘局部义齿支架设计和制作步骤（四）. 口腔医学，1987：50.

23 Costa E. A simplified system for identifying partially edentulous arches. J Prosthet Dent, 1974, 32: 639-645.

24 Cowles KR. Partial denture design: a simple teaching aid. J Prosthet Dent, 1982, 47: 219.

25 Davenport JC. The acquisition and validation of removable partial denture design knowledge: Ⅰ: Methodology and overview. J Oral Rehabil, 1996, 23: 152-157.

26 Davenport JC. The acquisition and validation of removable partial denture design knowledge: Ⅱ: Design rules and expert reaction. J Oral Rehabil, 1996, 23(12): 811-824.

27 Derner WJ. An analysis of mesial rest-I-bar clasps designs. J Prosthet Dent, 1976, 36: 243-253.

28 Dunny JA, King GE. Minor connector designs for anterior acrylic resin bases: a preliminary study. J Prosthet Dent, 1975, 34: 496-497.

29 Eick JD et al. Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture. J Prosthet Dent, 1987, 57: 66-72.

30 Feingold FM, Grant 3A, Johnson W. The effect of partial denture design on abutment tooth and saddle movement. J Oral Rehabil, 1986, 13: 549-557.

31 Firtell DN. Effect of clasp design upon retention of removable partial dentures. J Prosthet Dent, 1968, 20: 43-52.

32 Firtell DN, Grisius RJ, Muncheryan AM. Reaction of the anterior abutment of a Kennedy Class II removable partial denture to various clasp arm designs: an in vitro study. J Prosthet Dent, 1985, 53: 77-82.

33 Fisher RL, Jaslow C. The efficiency of an indirect retainer. J Prosthet Dent, 1975, 33: 24-30.

34 Frank RP. An investigation of the effectiveness of indirect retainers. J Prosthet Dent, 1977, 38: 404-406.

35 Frank RP. Direct retainers for distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent, 1986, 56: 562-567.

36 Frantz WR. Variations in a removable maxillary partial denture design by dentists. J Prosthet Dent, 1975, 34: 625-633.

37 Hansen CA, Campbell DJ. Clinical comparison of two mandibular major connector designs: the sublingual bar and the lingual plate. J Prosthet Dent, 1985, 54: 805-809.

38 Jacobson TE, Krol AJ. Rotational path removable partial denture design. J Prosthet Dent, 1982, 218: 370-376.

39 Jacobson TE. Rotational path partial denture design, a 10-year clinical follow-up: Parts I and II. J Prosthet Dent, 1994, 71: 271-282.

40 LaVere AM, Smith RC, Serka RJ. Cross-arch bar splint. J Prosthet Dent, 1992, 67: 82-84.

41 LaVere AM, Krol A J. Selection of a major connector for the extension base removable partial denture. J Prosthet Dent, 1973, 30: 102-105.

42 Luk K. Unilateral rotational path removable partial denture design. J Prosthet Dent, 1997, 78(1): 102-105.

43 Maxfield JB, Nicholls IE, Smith DE: The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. J Prosthet Dent, 1979, 41: 134-142.

44 McCartney JW. Lingual plating for reciprocation. J Prosthet Dent, 1979, 42: 624-625.

45 McHenry KR, Johansson DE, Christensson LA. The effect of Removable partial denture framework design on gingival inflammation: a clinical model. J Prosthet Dent, 1992, 68: 799-803.

46 Meeuwissen R, Keltjens HM, Battistugzi PG. Cingulum bar as a major

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

connector for mandibular removable partial dentures. J Prosthet Dent, 1991, 66: 221-223.

47 Miller EL. Systems tot classifying partially dentulous arches. J Prosthet Dent, 1970, 24: 25-40.

48 Navas MTR, I'R, del Campo ML. A new free-end removable partial dentures design. J Prosthet Dent, 1993, 70: 176-179.

49 William LM. Partial Denture Construction, 2nd ed. The CV.Mosby company, 1964.

50 徐君伍.口腔修复学.3 版.北京：人民卫生出版社，1998.

51 徐君伍.口腔修复学.4 版.北京：人民卫生出版社，2002.

52 徐君伍.口腔修复理论与临床.北京：人民卫生出版社，1999.

53 张富强.口腔修复基础与临床.上海：上海科学技术文献出版社，2004.

54 张富强.圆锥型套筒冠义齿.上海：上海科学技术文献出版社，2002.

55 张富强.附着体义齿.上海：上海科学技术文献出版社，2005.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第三章　可摘局部义齿的分类

在牙列缺损的病例中，根据缺牙的部位、缺牙的数目不同可以有多种情况。上颌或下颌牙弓中仅仅根据余留牙与缺牙间隙之间的位置关系排列组合就多达 65 534 种，因此为了临床能准确描述牙列缺损的情况，方便医师之间、医师与技术员之间的交流，有助于临床修复治疗计划的拟订、病例记录、分析统计，以及教学和科研工作的进行，国内外学者对牙列缺损进行了各种分类。本章将主要介绍牙列缺损的几种常见分类方法：Bailyn 和 Beckett 分类；Kennedy 分类；Cummer 分类；Skinner 分类；ACP 分类；王征寿分类。

多年来学者们从不同角度提出了各种分类方法，每种分类法各有其优点，但也有不足之处，其中 Bailyn 分类、Cummer 分类和 Kennedy 分类是较为常用的 3 种方法。Bailyn 在 1928 年、Beckett 在 1953 年根据可摘局部义齿的支持方式不同将它分成牙支持式、黏膜支持式和混合支持式。1942 年 Cummer 按照直接固位体在牙弓上的位置，也就是支点线和牙弓的关系提出了 Cummer 分类法。Mauk 在 1942 年和 Godfrey 在 1951 年则是根据缺牙区的数目、长度和位置进行分类。Gosta 在 1974 年和 Avant 在 1966 年在前者的基础上进一步根据牙槽嵴的具体情况分类。1925 年 Kennedy 依据主要缺牙区在牙弓中的位置把可摘局部义齿分成四大类，每一大类又有各亚类。Friedman 在 1953 年、Swenson 和 Terkla 在 1955 年、Skinner 在 1959 年、Applegate 在 1960 年和 1965 年分别在 Kennedy 分类的基础上，根据各类牙列缺损的发生率提出进一步分类，并提出了一般的设计原则。1970 年，Miller 认为应用最广泛的方法还是 Kennedy 分类。但是 Kennedy 分类也有不足之处，他没有考虑到剩余牙槽嵴的条件、余留牙的情况以及咬合关系等因素。2002 年，McGarry 提出了一种新的分类方法，这种分类方法以缺牙区的位置和范围、基牙条件、𬌗关系以及剩余牙槽嵴条件 4 个方面的诊断为标准，按照修复治疗的复杂程度将牙列缺损分成四类。这种分类是否能被更多学者认可还有待论证。

最初建立牙列缺损的分类只是为了可以简明描述缺牙的情况，便于交流、教学和研究。在长期的应用过程中，有些学者利用分类对各种牙列缺损的发生率及相应的可摘局部义齿设计做了一系列纵向比较。Donald A. Curtis 和 Anderson 分别于 1992 年和 1959 年就肯氏分类的发生率做了统计，从表格中(见表 3-1、表 3-2)我们可以看到肯氏一类牙列缺损的发生率最高，而且在下颌牙弓的发生率明显高于上颌，肯氏四类牙列缺损的发生率相对最小。但在这 30 年间，肯氏一类的发生率有减少的趋势，而肯氏二类的发生率有显著增加，从 1959 年的 20%增加到 1992 年的 33%，增加了 13%，这可能和生活水平的改善，口腔健康的维护越来越得到重视有关。从这些统计结果中我们不但可以了解各种牙列缺损在人群中的分布情况及其变化，还可以检验临床修复效果好的设计方法与理论的设计原则是否相一致，从而更有利于改进教学。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

表 3-1　肯氏分类各类发生率比较

	Donald A. Curtis（1992）		Anderson and Bates（1959）	
	例数	发生率(%)	例数	发生率(%)
肯氏一类	132	40	277	50
肯氏二类	108	33	114	20
肯氏三类	59	18	129	23
肯氏四类	28	9	39	7
总例数	327		559	

表 3-2　上下颌肯氏分类各类发生率比较

学　者	调研时间	患者人数	修复体件数	颌弓	肯氏一类	肯氏二类	肯氏三类	肯氏四类
Anderson（1952）	1946	337	136	上颌	36	25	55	20
			227	下颌	146	42	32	7
Anderson and Bates（1959）	不详	不详	166	不详	76	34	50	6
Tomlin and Osborne（1961）	1955~1957	143	60	上颌	2	11	39	8
			100	下颌	49	22	23	6
Derry and Bertram（1970）	不详	54	33	上颌	7	8	18	不详
			32	下颌	17	6	9	
Schwalm（1977）	不详	92	16	上颌	4	2	10	0
			79	下颌	57	14	8	0
Donald A. Curtis（1992）	1986	400	122	上颌	32	47	28	15
			205	下颌	100	61	31	13

一、Bailyn 分类和 Beckett 分类

（一）Bailyn 分类

Bailyn（1928）根据可摘局部义齿行使咀嚼功能时口腔软硬组织承载殆力的部位不同进行分类。可摘局部义齿在功能状态下受到的殆力最终可能是由基牙及其周围牙周膜等支持组织承担，也可能是由缺牙区的牙槽嵴及覆盖的黏膜共同分担，因此根据可摘局部义齿修复后，口腔软硬组织承担殆力的 3 种形式，Bailyn 将牙列缺损分为三类（见图 3-1）：

1. 牙支持式

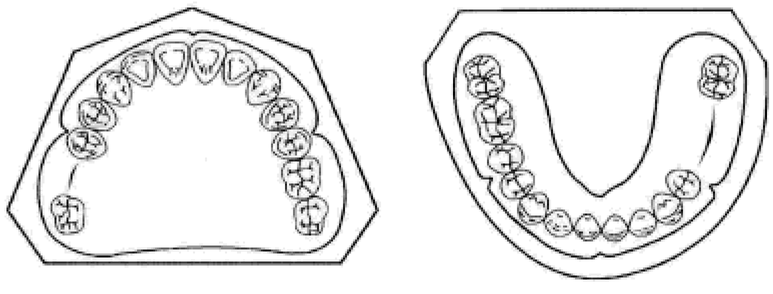
缺牙间隙前后两侧都有基牙，而且两基牙之间的缺失牙数不大于 3 个者。在这种情况下，咀嚼时产生的殆力主要通过可摘局部义齿的固位体传导到基牙，由基牙及其周围牙周膜等支持组织承担。

2. 黏膜支持式

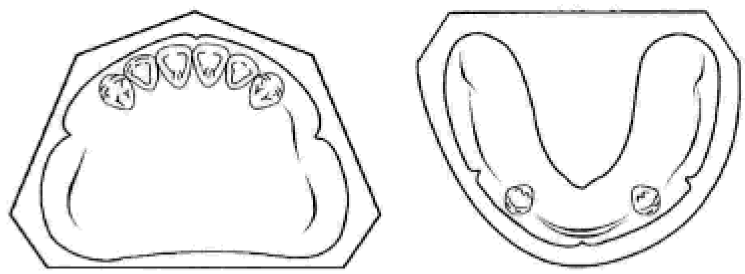
缺牙间隙只有一侧基牙，也就是末端游离的牙列缺损者。义齿在功能状态下，咀嚼时形成的殆力

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

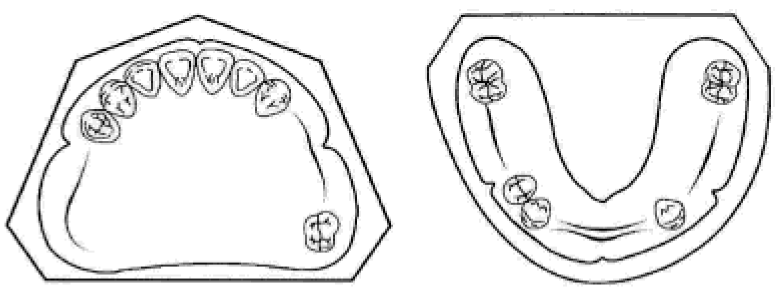
主要通过基托和大连接体传导到缺牙区的牙槽嵴黏膜以及黏膜下的硬组织，可摘局部义齿受到的𬌗力将由大连接体以及基托下被覆盖的软硬组织共同分担。



a. 牙支持式



b. 黏膜支持式



c. 混合支持式

图 3-1　Bailyn 分类

3. 黏膜和基牙混合支持式

缺牙间隙前后两侧都有基牙，但是两基牙之间的缺失牙数大于 3 个，或者基牙的支持能力较差者。咀嚼时形成的𬌗力将由可摘局部义齿基牙及其周围支持组织、大连接体以及基托下被覆盖的软硬组织共同分担。

Bailyn 提出牙列缺损的分类是可摘局部义齿支架设计的指导标准之一，这也是对牙列缺损进行分类的主要目的。但是在临床运用时，我们不能仅依据缺牙数目是否大于 3 个，或缺牙间隙两侧是否存在基牙就把义齿设计成牙支持式或黏膜支持式，还应该结合基牙的牙周支持能力、缺牙间隙的长度、𬌗龈距离、𬌗关系是否协调，以及缺牙区牙槽嵴的情况等因素进行综合考虑。

（二）Beckett 分类

1953 年 Beckett 在 Bailyn 分类的基础上，进一步提出根据局部义齿各缺牙区的基牙和支持组织的情况进行分类。Beckett 提出可摘局部义齿单颌单个缺牙区应该是完全的牙支持或者完全的黏膜支持。他认为口腔软硬组织的承载能力只能粗略的估计而无法精确测量，不断变化的𬌗应力也不可能理想地完全均匀的分布到这些组织；即便随着科技的发展，可以精确测量到𬌗力的分布，但由于基牙牙周支持组织的结构十分复杂，他们之间的力的传导和分布无从得知，所以仍无法确定牙和支持组织之间𬌗力分担的比率。在 Beckett 分类中，缺牙区被分为：

1. 牙支持式

通过临床和 X 线检查，缺牙区两端的基牙牙体牙周情况良好，咀嚼时产生的𬌗力通过𬌗支托传导，可以全部由基牙承担（见图 3-2）。这种情况下，缺牙区的黏膜仅仅是被基托覆盖，没有支持作用。

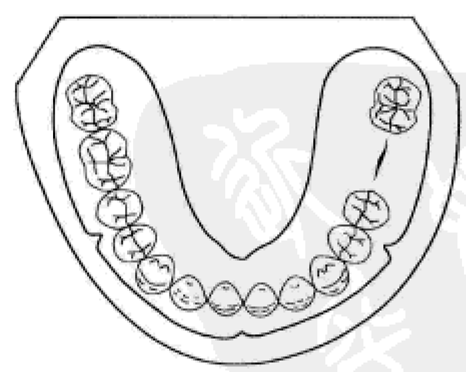


图 3-2　完全牙支持式

2. 黏膜支持式

咀嚼时产生的𬌗力全部由可摘局部义齿基托

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

下被覆盖的黏膜及硬组织分担。这其中又可以分成两个亚类：

（1）第一亚类　缺牙间隙只有一侧基牙，末端游离的缺损者。

（2）第二亚类　缺牙间隙两侧都有基牙，但由于缺牙间隙过长或基牙支持能力差，基牙无法完全承担加载在义齿上的䂿力（见图 3–3）。Beckett 建议将这类基托设计成黏膜支持或采用应力中断设计。

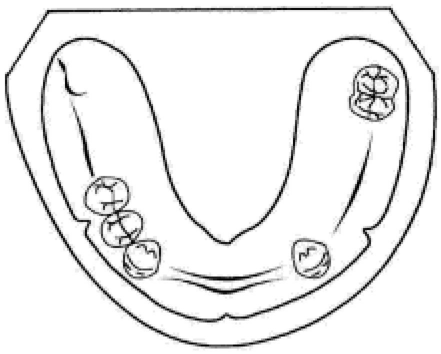


图 3–3　黏膜支持式

二、Kennedy 分类（肯氏分类）

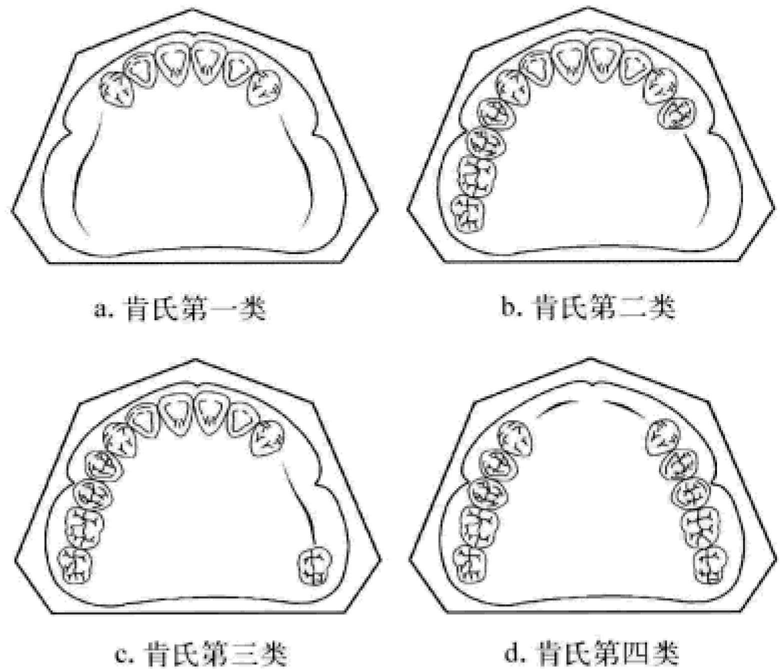
Kennedy 分类最初是由 Edward Kennedy 博士于 1925 年提出的。Kennedy 分类是目前在国内外应用较为广泛的一种牙列缺损的分类方法，被全世界有超过 50%的牙科院校采用。它在对牙列缺损进行分类的同时，给出了针对特定情况的设计原则。

（一）类型

Kennedy 将牙列缺损分为 4 个基本类型。除第四类外，决定基本类型的缺隙以外的缺隙称为亚类缺隙（见图 3–4、3–5）。

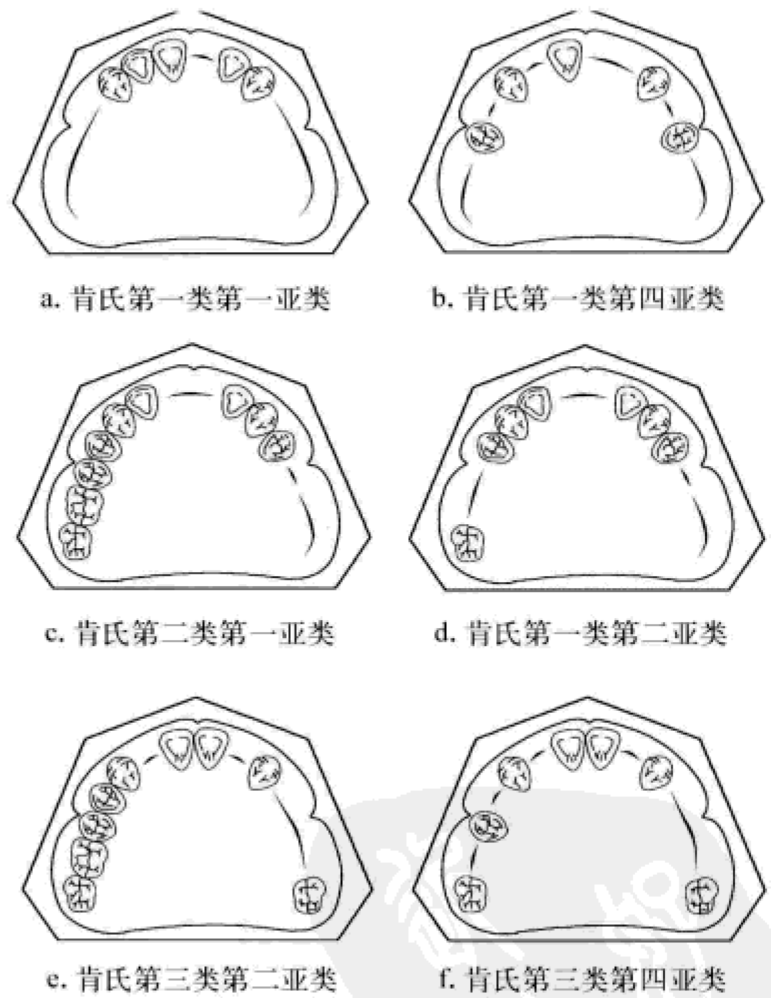
1. 第一类

位于牙弓后部的双侧缺牙区，而且缺牙区远中为游离端，无天然牙存在者。



a. 肯氏第一类　b. 肯氏第二类　c. 肯氏第三类　d. 肯氏第四类

图 3–4　Kennedy 分类法



a. 肯氏第一类第一亚类　b. 肯氏第一类第四亚类　c. 肯氏第二类第一亚类　d. 肯氏第一类第二亚类　e. 肯氏第三类第二亚类　f. 肯氏第三类第四亚类

图 3–5　Kennedy 分类的亚类

2. 第二类

位于牙弓后部的单侧缺牙区，而且缺牙区远中为游离端，无天然牙存在者。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

3. 第三类

缺牙间隙前后都有天然牙存在的单侧缺牙区。

4. 第四类

位于牙弓前方的单一缺牙区，天然牙位于缺牙区远中。

1960 年 Applegate 在 Kennedy 分类的基础上又补充了第五类和第六类。

5. 第五类

单侧缺牙间隙，前后都有天然牙存在，但缺牙间隙的近中天然牙支持能力弱，不能用作基牙。

6. 第六类

单侧缺牙间隙，前后都有天然牙存在，并均能作为基牙。

（二）Kennedy 分类优点

Kennedy 分类的主要优点就是直观，而且很容易将缺损形态与义齿基本设计联系起来。它为可摘局部义齿的支架设计提供了一定的参考依据，但由于 Kennedy 分类法只能表明牙弓中缺牙区的部位和缺牙区的数目，在临床应用的过程中也存在一定的局限性。

（三）Kennedy 分类原则

Applegate 提出了应用 Kennedy 分类的八条原则：

1. 应该在可能影响分类结果的牙（如重度牙周炎的松动牙）拔除以后进行分类。

2. 如果第三磨牙缺失但不修复，则不在分类之列。

3. 如果第三磨牙存在并用作基牙，则在分类之列。

4. 如果第二磨牙缺失但不修复，则不在分类之列（如对殆第二磨牙同样缺失且不修复）。

5. 最后部缺牙区决定分类，如果牙弓中同时存在多个缺牙区，由位于牙弓最后部的缺牙区作为主要分类依据决定分类。

6. 亚类由决定分类的主要缺牙区以外的其他缺牙区决定，并按其他缺牙区的数目命名。

7. 亚类只考虑额外缺隙的数目，而不考虑其范围。

8. 第Ⅳ类缺损没有亚类。

三、Cummer 分类

Cummer 分类也是最为常见的牙列缺损的分类方法之一。Cummer 分类的主要依据是可摘局部义齿固位体（包括直接固位体和间接固位体）的数目以及它们在牙弓中的位置。因此，有些学者认为 Cummer 分类不能被称作是一种牙列缺损的分类，将它作为牙列缺损修复后可摘局部义齿支架的分类更为确切。

Cummer（1942）根据可摘局部义齿直接固位体连线与牙弓的位置关系将牙列缺损分为四类（见图 3-6），其中主要直接固位体的连线称为支点线（Fulcrum Line）或卡环线。

1. 第一类：斜线式

可摘局部义齿的两个直接固位体位于牙弓两侧，斜线相对。两个直接固位体连成的支点线斜向分割牙弓，这种情况下通常需要设计间接固位体，间接固位体尽可能放置在支点线的中垂线所通过的牙上。

2. 第二类：横线式

可摘局部义齿的两个直接固位体位于牙弓两

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

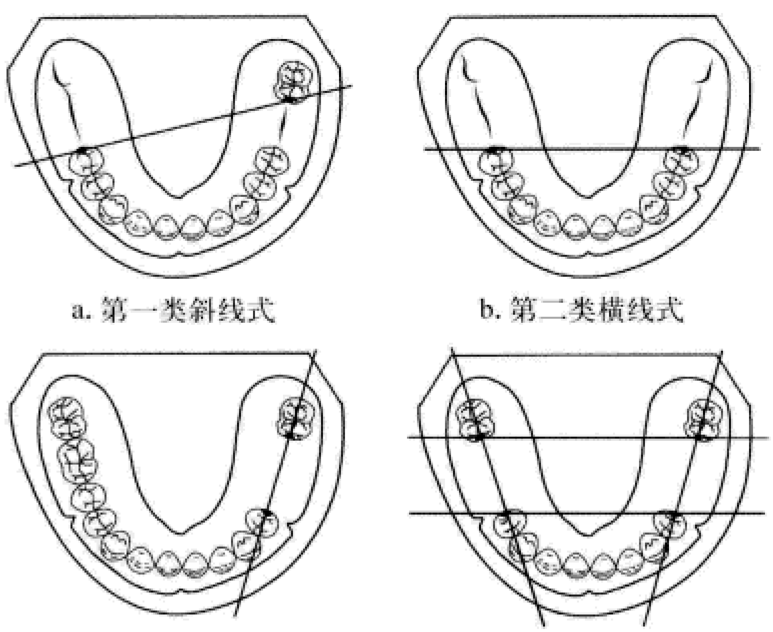
侧，水平相对。两个直接固位体连成的支点线横向分割牙弓，这种情况下也需要尽可能在支点线的中垂线所通过的牙上设计间接固位体。

3. 第三类：纵线式

可摘局部义齿的两个直接固位体位于牙弓同一侧。两个直接固位体连成的支点线位于牙弓的一侧呈前后方向，不需要放置间接固位体。这一类大多是单侧的活动桥。

4. 第四类：平面式

可摘局部义齿有 3 个以上的直接固位体，这些直接固位体连成的支点线构成三角形或多边形，这种情况下一般也不需要设计间接固位体。



a. 第一类斜线式　b. 第二类横线式　c. 第三类纵线式　d. 第四类平面式

图 3–6 Cummer 分类

四、Skinner 分类

Skinner（1959）基于上下颌牙弓的解剖生理学特点，把牙列缺损时牙弓剩余的基牙和提供支持作用的牙槽嵴相互关联提出了 Skinner 分类。Skinner 认为一个合理有效的牙列缺损分类方法，不但对于牙科医师而言，从生理学角度来看是简单直观的，而且对于技术员来说，从技工工艺角度来看也应该是准确形象的。他还进一步指出一件可摘局部义齿的设计是否合理，主要要看基牙和起支持作用的牙槽嵴之间的船力分布是否合理，是否发挥了最大支持作用。因此，对于牙列缺损的分类应该从牙弓的生理学和解剖学两方面考虑，这也有助于可摘局部义齿支架设计时选择合理的大连接体，判断固位体是否需要考虑设计应力中断，使可摘局部义齿在功能状态下受到的船力能合理地传导到基牙和牙槽嵴等支持组织，最有效地发挥口腔软硬组织的支持作用。

Skinner 将牙列缺损分成五类，并对各类型的发生率进行统计（见图 3–7）：

1. 第一类

牙列缺损修复后的可摘局部义齿基托覆盖区域的前后都有基牙，这一类缺损在上、下颌牙弓的发生率约 14%。

2. 第二类

牙列缺损修复后的可摘局部义齿的基牙都位于基托覆盖区域的后方，这一类缺损在上、下颌牙弓的发生率约为 8.5%。

3. 第三类

牙列缺损修复后的可摘局部义齿的基牙都位于基托覆盖区域的前方，这一类缺损的发生率高达 72%。

4. 第四类

牙列缺损修复后的可摘局部义齿的基牙前后都被基托所包绕，也就是说基牙位于基托之间，这一类缺损占上下颌牙列的发生率约为 3%。

5. 第五类

牙列缺损修复后的可摘局部义齿所有的基牙都位于牙弓的同一侧，这一类缺损的发生率仅为 2.5%。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

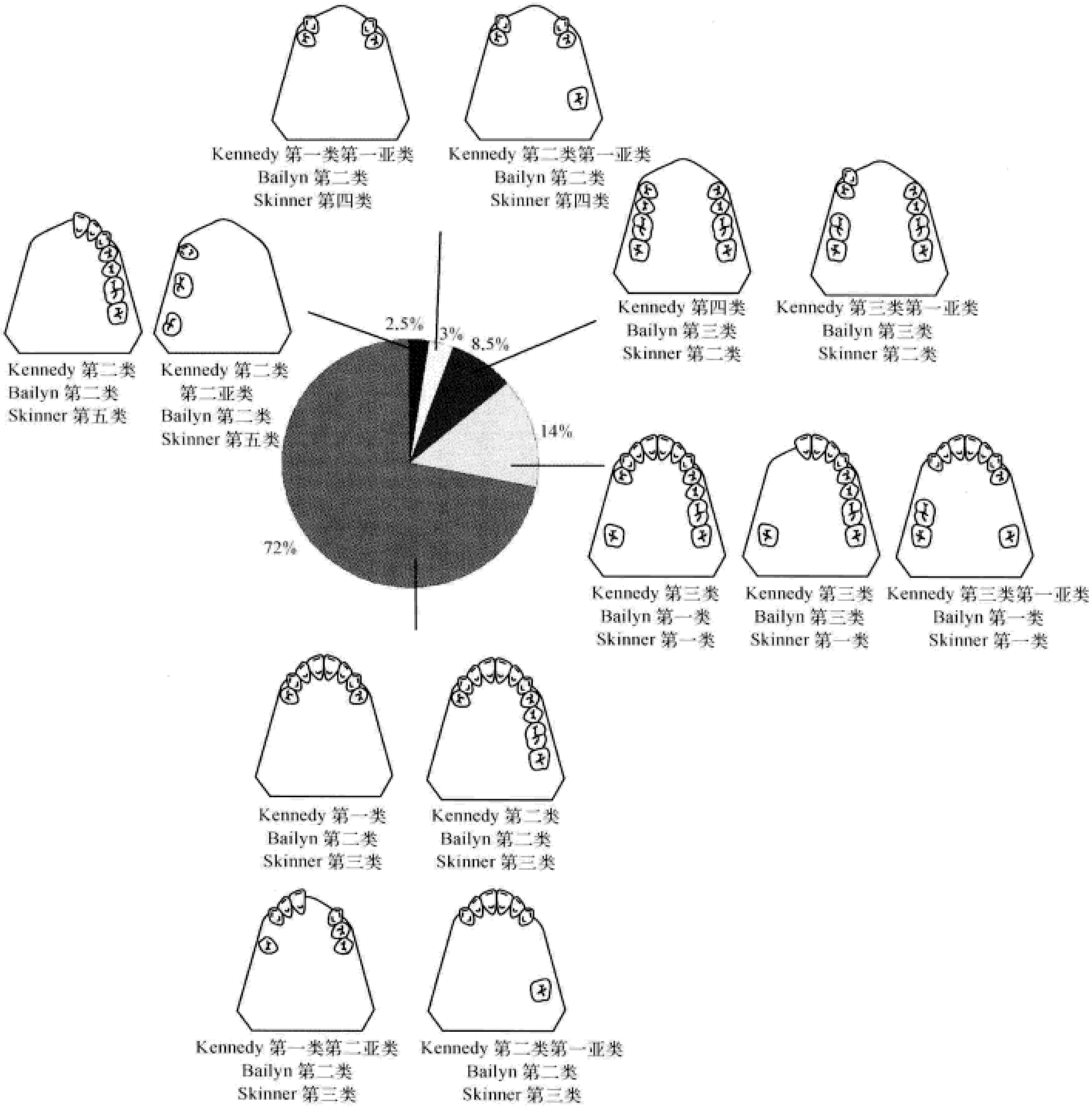


图 3–7　Skinner、Kennedy、Bailyn 分类的代表性举例及其发生率

五、ACP 分类

ACP 分类是 McGarry 在 2002 年提出的一种新的分类方法，这种分类方法以诊断标准为基础，按照修复治疗的复杂程度将牙列缺损分成四类。

McGarry 指出牙列缺损修复治疗的复杂程度主要取决于缺牙区的位置范围、基牙条件、 关系和剩余牙槽嵴条件 4 个方面。ACP 分类就是从这 4 个方面考虑，将牙列缺损分成由简单到复杂四个类别。McGarry 认为 ACP 分类可以提高诊断和临床操作的一致性，统一修复效果的评估标准，不但有利于专业交流，使病例讨论更简单有效，而且能确保修复费用与治疗的复杂性成正比。ACP 分类为牙科教学增加了一种从患者角度出发的客观方法，但这种新的分类方法还需在实际使用过程中被进一步加以认证。

ACP 分类取决于缺牙区的位置和范围、基牙条件、 关系和剩余牙槽嵴条件 4 个方面，每一个方面又由简单到复杂分为 4~5 个评判标准。临床检

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

查时，在临床记录表（见表3-3）相关类别标准的空白格内填写具体的检查结果，如果4个方面都符合标准1，就被分为ACP一类，都符合标准2就被分为ACP二类，依此类推。当存在不同的标准时，按最复杂的那项分类。另外，只要当患者存在全身其他系统疾病并已经发生口腔表现，或者存在颞下颌关系紊乱等情况时，都被分为ACP四类，修复难度最大。

表 3-3　ACP 分类临床记录表

ACP 分类临床记录表	一　类	二　类	三　类	四　类
缺牙区的位置和范围				
（Location & Extent of Edentulous Areas）				
缺牙区仅累及单侧牙弓，后牙缺失数少于2个				
缺牙区仅累及双侧牙弓，后牙缺失数少于2个				
后牙缺失数大于3个				
缺牙区多个，缺牙范围广				
累及颌面部缺损				
基牙条件（Abutment Tooth Condition）				
基牙牙体牙周健康，不需要修复前治疗				
基牙条件较好，仅需简单龋病治疗或龈炎治疗等				
基牙条件较差，需要进行牙周、牙体或矫正治疗				
基牙条件很差，需要进行复杂的修复前治疗				
𬌗关系（Occlusal Scheme）				
没有𬌗紊乱，Ⅰ类磨牙关系				
需要局部𬌗关系调整（如存在早接触），Ⅰ类磨牙关系				
需要𬌗重建，改变𬌗曲线，但垂直距离不变，Ⅱ类磨牙关系				
𬌗重建需要改变垂直距离，Ⅱ或Ⅲ类磨牙关系				
剩余牙槽嵴（Residual Ridge）				
一类牙槽嵴				
二类牙槽嵴				
三类牙槽嵴				
四类牙槽嵴				
其他（Conditions Creating a Guarded Prognosis）				
全身其他系统疾病已经发生口腔表现				
存在颞下颌关系紊乱者				
不能配合治疗的患者				

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

六、王征寿分类

王征寿(1959)根据义齿形式分为六类,并依缺隙数和卡环数目,以号码命名(见图 3–8)。

1. 第一类

牙弓一侧有缺牙,缺牙区前后都有基牙,不与对侧牙发生连接关系者。

2. 第二类

牙弓两侧都有后牙缺失,不论义齿末端是否游离,必须将两侧鞍基连接在一起者。

3. 第三类

仅有一侧后牙缺失,不论义齿末端是否游离,必须连到对侧才能使用者。

4. 第四类

缺牙在两侧基牙的前面,包括以缺失前牙为主的义齿。

5. 第五类

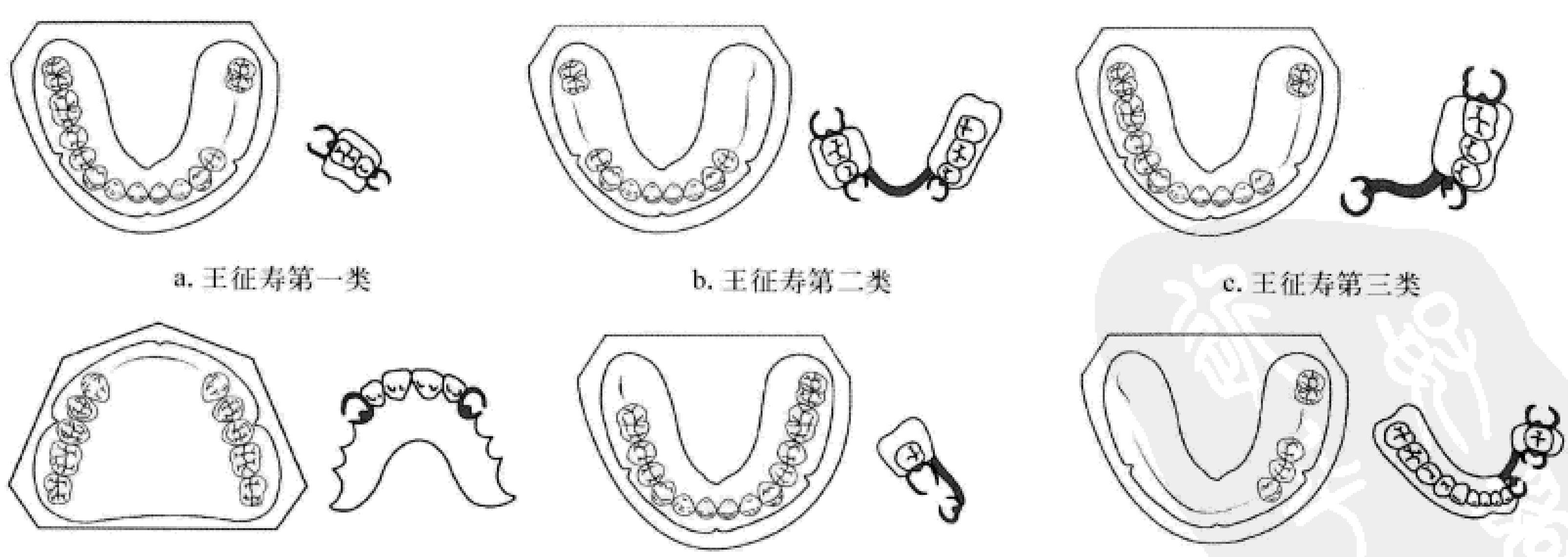
一侧后牙缺失,且末端为游离端,但不与对侧相连。

6. 第六类

主要缺牙区在牙弓的一侧(对侧可缺牙亦可不缺牙,但不是主要缺牙区),基牙全部在牙弓另一侧。

制成的义齿按上述分类,以三位数号码命名,即百位数代表类别,十位数代表义齿固位体的数目,义齿有两个固位体(卡环)者,仍以 0 代表,因为一件可摘局部义齿至少需要两个卡环才能发挥作用,第三个固位体计数为 1,以此类推;个位数代表主要缺牙区以外缺隙数。若前后均有缺牙,分类发生矛盾时,以最后部缺牙区为主,连续的前后牙缺失,基牙均在缺牙的远中,仍属第四类。

该分类以号码命名可摘局部义齿,便于临床应用,在记录、归档、教学等方面都很有实用价值,但不能指导可摘局部义齿的设计。



a. 王征寿第一类　b. 王征寿第二类　c. 王征寿第三类

d. 王征寿第四类　e. 王征寿第五类　f. 王征寿第六类

图 3–8　王征寿分类

(郭　瑜)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

参考文献

1 Alan B, Carr, Glen P. et al. McCracken's Removable Partial Prosthodontics, 11th ed. The C.V.Mosby company, 2005.

2 Applegate OC. The rationale of partial denture choice. J Prosthet Dent, 1960, 10: 891-907.

3 Avant WE. A universal classification for removable partial denture situations.J Prosthet Dent, 1966, 16: 533-539.

4 Beckett LS. The influence of saddle classification on the design of partial removable restoration. J Prosthet Dent, 1953, 3: 506-516.

5 Costa EA. Simplified system for identifying partially edentulous arches. J Prosthet Dent, 1974, 32: 639-645.

6 McGarry TJ, Nimmo A, Skiba JF. Classification system for partial edentulism. J Prosthodont, 2002, 11: 181-193.

7 Miller EL. Systems for classifying partially dentulous arches. J Prosthet Dent, 1970, 24: 25-40.

8 William LM. Partial Denture Construction, 2nd ed. The C.V.Mosby company, 1964.

9 四川医学院.口腔矫形学.北京：人民卫生出版社，1979.

10 徐君伍.口腔修复学.3版.北京：人民卫生出版社，1998.

11 徐君伍.口腔修复学.4版.北京：人民卫生出版社，2002.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第四章　可摘局部义齿的固位和稳定

可摘局部义齿修复牙列缺损后，如何良好恢复缺失天然牙的功能与可摘局部义齿的固位与稳定密切相关。

第一节　固位原理和基本概念

一、可摘局部义齿固位的概念

可摘局部义齿的固位(retention)是指义齿在口腔内就位后行使功能时，不会受生理运动的外力而发生向殆方或与就位道(path of insertion)相反方向脱位的现象。固位在可摘局部义齿中相比在其他修复体中是需要特殊关注的问题。

二、可摘局部义齿稳定的概念

可摘局部义齿的稳定(stability)是指义齿在口腔内就位后行使功能时，无翘起、下沉、摆动、旋转等现象。即义齿在行使功能中始终保持平衡而无局部脱位，不存在义齿明显地围绕某一支点或转动轴而发生转动等不稳定现象。义齿的稳定性与义齿的良好固位有密切的关系，良好的稳定作用有利于义齿的固位，而固位良好的可摘局部义齿不一定稳定性也良好。

三、可摘局部义齿的固位力

（一）固位力的概念

可摘局部义齿的固位力是指可摘局部义齿在戴入缺损的牙列中行使功能时，能抵御各种作用力而不发生移位或脱落的能力。

（二）可摘局部义齿固位力的来源

可摘局部义齿固位力的来源主要有固位体与基牙之间，以及附着体等固位部件之间的摩擦力，基托和黏膜间的吸附力和大气压力，此外还有制锁作用、磁性附着体的磁引力以及固位部件的机械嵌塞等。

1. 摩擦力

摩擦力(frictional force)是两个相互接触而又相对运动的物体间所产生的作用力(见图 4-1)。物体在滑动过程中产生的摩擦力叫做滑动摩擦力。当外力不大，两个相互接触的物体有相对滑动趋势时所产生的摩擦力称为静摩擦力。静摩擦力的大小对修复体的固位有重要临床意义。当物体受的外力大到一定值时，处于即将滑动而尚未滑动的临界状态，此时的静摩擦力达到最大值，简称最大静摩擦力，用 F_{max} 表示。最大静摩擦力的方向与相对滑动趋势相反，大小与两物体间的正压力 N 的大小成正比，用公式表达为：

$$F_{max}=fN$$

此即为静摩擦定律，其中 f 为摩擦系数，其大

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

小与两个接触物体材料及表面情况有关。

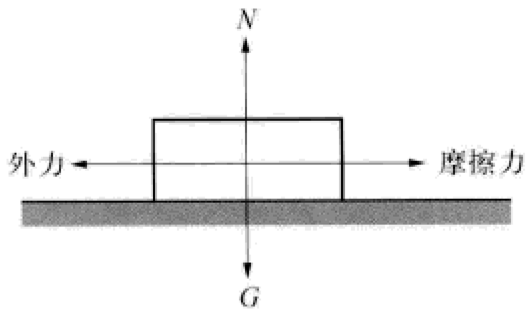


图 4-1　摩擦力示意图

对于可摘局部义齿其摩擦力的来源为卡环与基牙牙面之间以及附着体等固位部件之间的摩擦力。进入基牙倒凹区的卡环臂，受脱位力作用而向脱位方向移动或有移动趋势时，首先给基牙以一种正压力，其反作用力使弹性卡臂撑开。由上述静摩擦定律可知，当卡环臂给基牙产生正压力时，沿牙面切线方向的脱位力即会受到摩擦力的阻挡，直至脱位力超过卡臂与牙面间产生的最大静摩擦力时，义齿就会向脱位方向移动。

2. 吸附力

吸附力(adsorption)是两种物体分子之间相互的吸引力，包括附着力（adhesion）和黏着力(cohesion)的作用。附着力是指不同分子之间的吸引力。黏着力是指同种分子之间的内聚力。可摘局部义齿的基托组织面与黏膜紧密贴合，其间有一薄层唾液，基托组织面与唾液，唾液与黏膜之间产生附着力，唾液分子之间产生黏着力(内聚力)，从而增加义齿固位。吸附力的大小与基托和黏膜之间的接触面积和密合程度有关。接触面积越大、越密合，其吸附力也就越大。吸附力的大小也与唾液的质和量有关，如果唾液的黏稠度高，流动性小，可以加强附着力和黏着力，从而增强义齿固位。相反，如果唾液的黏稠度低，流动性大，则可减低固位作用。但是唾液过于黏稠时，唾液不易压缩成一薄膜，反而会减低固位作用。

3. 大气压力

当两个物体之间产生负压，而周围空气不能进入时，外界的大气压力将两个物体紧压在一起，只有在使用一定的力量破坏了负压之后，才能将两个物体分开。同理，可摘局部义齿基托边缘与周围的软组织保持紧密的接触，形成良好的边缘封闭，使空气不能进入基托与黏膜之间，在基托与黏膜之间形成负压，在大气压力作用下，基托和组织密贴而使义齿获得固位。基托受到大气压力作用的前提是良好的边缘封闭，这就要求基托有足够的伸展范围，与黏膜组织密合。基托受到的大气压力与基托面积的大小有关，基托面积越大，义齿上受到的大气压力的总和越大，则固位就越好。

4. 其他

制锁作用、磁引力、机械嵌塞等。设计义齿的就位方向时，利用就位方向和脱位方向不一致便可获得制锁作用。就位道和脱位道之间形成的角度称为制锁角(见图 4-2)。进入制锁角内的义齿构件(通常为基托)要沿脱位道方向移动时，受阻于基牙牙面而产生固位力。制锁角越大，则固位力越大。

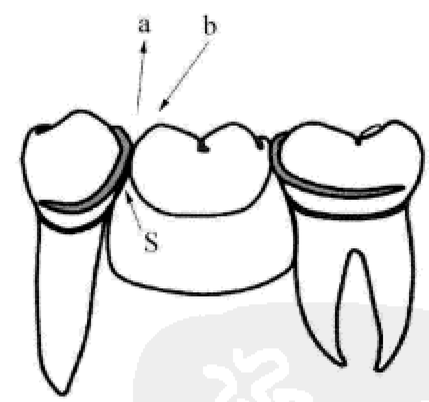


图 4-2　制锁作用

a：义齿的脱位方向　b：义齿的就位方向　S：制锁区

磁性附着体利用磁引力提供固位力。磁性附着体由分别放置于义齿基托中和基牙牙根表面的2个永磁体异极相吸产生磁引力，或者由放置于义齿基托中的永磁体与放置于基牙牙根表面的软磁合金衔铁构成闭合磁路产生磁引力固位（见图4-3)。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

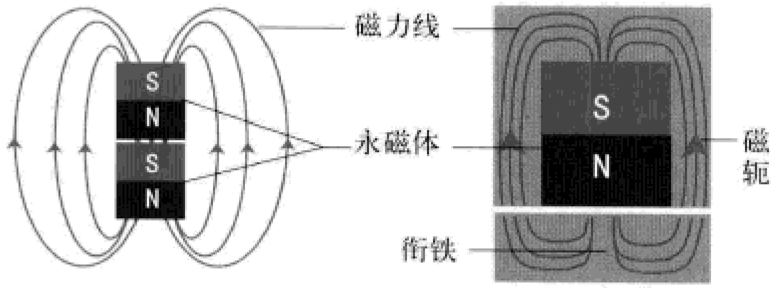


图 4-3　磁引力固位

机械附着体还常利用附着体部件间的机械嵌塞作用提供固位力，如插销式附着体，由位于义齿支架上的阳性部件进入固定于基牙冠上的阴性部件中，形成机械嵌塞，为义齿提供固位(见图 4-4)。

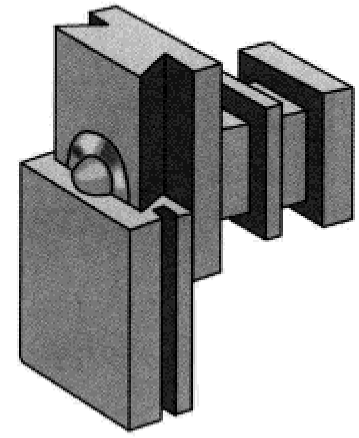


图 4-4　机械嵌塞作用固位

第二节　可摘局部义齿的移位

如果直接固位体可以控制义齿的垂直向移位，义齿会沿某些运动轴发生旋转，比如游离端基托向牙槽嵴方向移位或离开牙槽嵴移位或水平向绕牙槽嵴旋转。这些移位不是单独出现或孤立存在的，而是动态的，且同时存在。牙-黏膜混合支持式义齿因为由有弹性的游离端支持组织与基牙共同分担功能负荷，义齿的移位最明显。游离端基托向牙槽嵴组织的移位量与支持组织的质量、基托的密合程度和伸展范围以及功能负荷的大小成比例。分析义齿可能发生的绕不同轴的旋转移位，有助于更好地理解如何设计可摘局部义齿各组成部分来控制义齿的移位。

一、义齿以末端基牙为轴发生的旋转

第一种移位是以末端基牙为轴发生的旋转。运动轴通过𬌗支托，或者通过位于基牙外形高点𬌗方或切方的直接固位体的坚硬部分(见图 4-5、4-6)。这个轴，即支点线(fulcrum line)，是游离端基托在咬合力作用下向支持组织方向旋转的中心。当义齿游离端基托受到垂直向脱位力作用而向𬌗向旋转移位时，旋转轴可能转移到更靠前部的位于基牙外形高点𬌗方或切方的部件上。义齿脱位力包括食物的黏着力、基托边缘组织的移动和上颌义齿所受重力作用。假如直接固位体功能良好，前部的支持部件不脱位，义齿就会出现旋转而不会整体脱位。剩余牙槽嵴可以抵抗基托的组织向移动，并与支持组织的质量、基托的密合程度和𬌗力的大小成比例。末端基牙上卡环固位臂的作用，以及位于末端基牙前方、具有稳定作用的小连接体及与其相连的支托所起的间接固位作用，可以抵抗基托的𬌗向运动。间接固位体应设置于距游离端基托尽量远处，以提

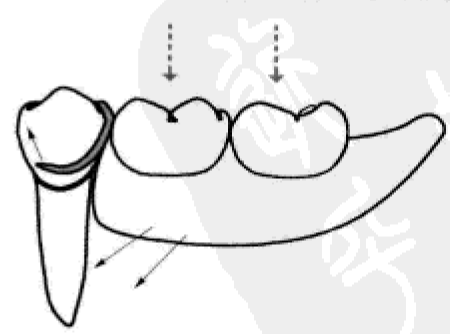


图 4-5　游离端可摘局部义齿常用设计

直接固位体的铸造圆环形卡臂进入基牙颊侧近中倒凹，远中𬌗支托支持。如果与基牙连接紧密，这可以被看作是一种悬臂梁设计。如果游离基托下的支持组织允许其过度向龈向运动，会对基牙产生有害的一类杠杆作用力。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

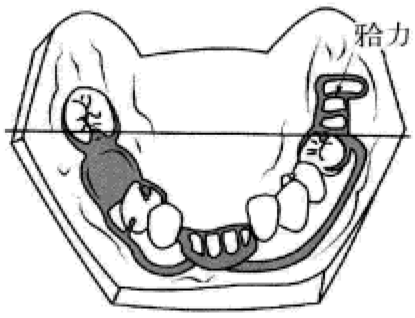


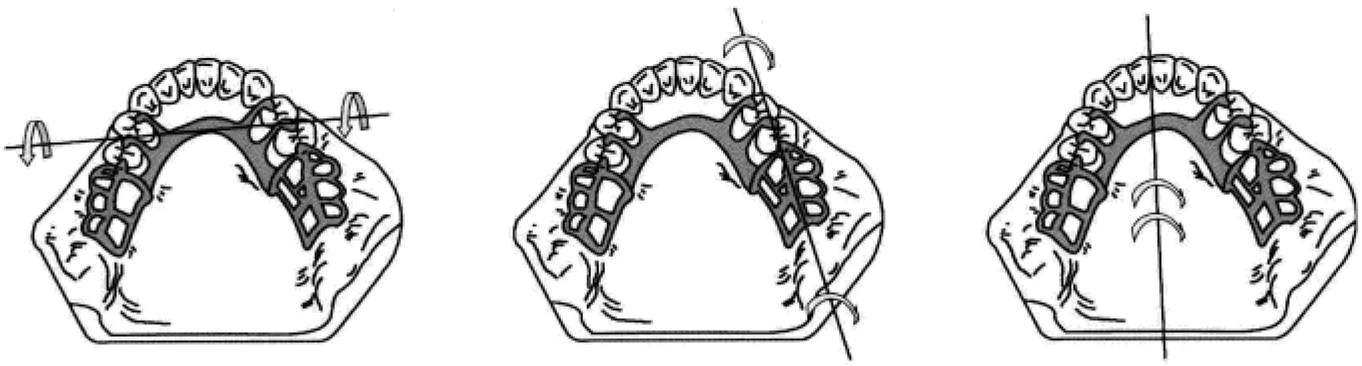
图 4-6　肯氏第二类第一亚类的可摘局部义齿支架设计中也存在潜在的一类杠杆作用

如果右下第一前磨牙采用铸造圆环型卡臂进入颊侧近中倒凹，义齿会产生使基牙向上、向后移动的作用力，导致基牙与尖牙邻接不紧密。此时，游离基托下的组织支持对减小卡环的杠杆作用非常重要。图中右下第一前磨牙固位体的设计可以在义齿基托旋转时产生向前的作用力，以保持牙齿的邻接关系。其他的设计方法包括采用锻丝卡环固位臂进入颊侧近中倒凹，或只作为颊侧稳定臂不进入倒凹。

供最强的抵抗游离端基托翘起的杠杆作用。

二、义齿沿纵轴发生的旋转

第二种移位是义齿沿纵轴的旋转即游离端基托绕剩余牙槽嵴的旋转（见图 4-7）。这种移位主要受到刚性的，具有抗扭曲作用的大、小连接体的抵抗。如果连接体刚性不够，或者在游离端基托和大连接体之间存在应力中断装置，这种沿纵轴的旋转会给牙槽嵴的侧面施加过度的压力，或者造成基托的水平移位。



a. 义齿基托朝向或脱离支持组织时，义齿以末端基牙连线为支点线发生的旋转　b. 沿剩余牙槽嵴形成的长轴发生的旋转　c. 沿靠近牙弓中心处的垂直轴发生的旋转

图 4-7　游离端可摘局部义齿可能发生的 3 种移位

游离端可摘局部义齿基托受力时，由于基牙牙周膜和覆盖剩余牙槽嵴的软组织的弹性不同，义齿会发生旋转。义齿的旋转是多方向的综合，而不是单一方向的。

三、义齿沿垂直轴发生的旋转

第三种移位是沿假想的接近牙弓中心的垂直轴发生的旋转（见图 4-7），出现于义齿受到斜向或水平向殆力的时候。这种移位受到义齿的稳定部件的抵抗，比如卡环对抗臂和与牙齿轴面接触的小连接体。这些稳定部件是任何可摘局部义齿设计所必需的，无论义齿采用何种支持方式和何种类型的直接固位体。位于牙弓一侧的稳定部件可以抵抗对侧施加的水平力。当然，只有采用刚性连接体时才能发挥这种作用。

无论是在咀嚼中，还是在磨牙、紧咬牙和其他不良习惯中，都存在一定程度的水平向力。殆平面异常、牙齿排列位置异常和颌位关系异常会使水平向力增大，而与对殆牙列间协调的、非正中咬合时无侧方干扰的咬合关系则可以减小侧向力。可摘局部义齿的水平向动度取决于侧向力的大小和义齿稳定部件的效果。

对于牙支持式可摘局部义齿，防止基托向牙槽嵴方向的移位主要靠基牙上的殆支托以及义齿支架位于外形高点殆方的坚硬部分，防止殆向脱位要靠位于缺隙两端基牙上的直接固位体和刚性的小连接体等稳定部件。因此，牙支持式义齿可以限制第一种移位（见图 4-8）。第二种沿纵轴的移位可通过基牙上固位体的坚硬部分和小连接体的抗扭曲

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

能力来防止，牙支持式义齿由于有后端基牙，因而这种移位非常小。而任何局部义齿都可能有第三种移位，义齿设计时必须采用稳定部件以防止水平移位。

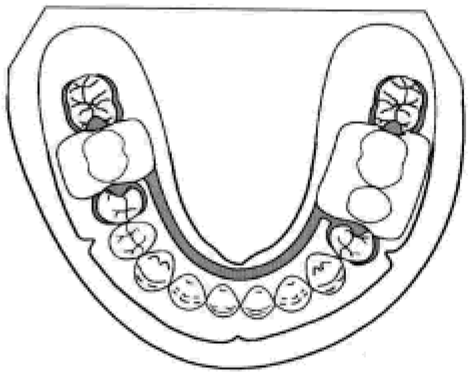


图 4-8 牙支持式可摘局部义齿

可摘局部义齿的运动是三维的，殆支托应该只提供殆向的支持，抵抗义齿组织向移位。义齿其他方向的移位，应该由义齿其他部件来抵抗。如果殆支托具有稳定作用，会直接对基牙施加扭力。由于游离端义齿可以绕三个不同方向的轴移位，殆支托不能有陡峭的垂直壁或固位鸠尾，否则就会有水平力和扭力通过殆支托作用于基牙，对基牙产生不利的侧向力。

牙支持式义齿不会发生垂直向移位，而只会产生水平向运动，但义齿水平向运动受到义齿位于基牙轴面上的稳定部件（固位体的坚硬部分、小连接体）的抵抗，水平向运动受到限制，因此允许使用冠内支托（intracoronal rest）（见图 4-9）。冠内支托具有垂直的侧壁，不仅可以提供咬合支持，而且还有显著的水平稳定作用。

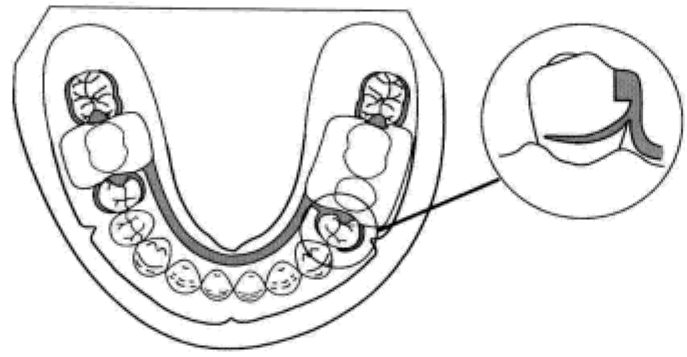


图 4-9 采用冠内殆支托的上颌牙支持式可摘局部义齿

在尖牙、前磨牙和磨牙上设有冠内支托的蜡型。

相反，所有有游离端基托的肯氏第一类和第二类局部义齿，既不完全由基牙支持，也不完全依靠缺隙两端的基牙固位。它们与缺牙较多、不能获得足够基牙支持的第三类或第四类可摘局部义齿属于同一类型，均需要从基牙和缺牙区牙槽嵴获得混合支持。

第三节 影响可摘局部义齿固位力的因素

卡环固位是基于金属抵抗变形的能力。卡环要具有固位作用就必须放置于基牙倒凹区，在垂直脱位力作用下发生变形，对沿恰当的就位道方向发生的变形的抵抗力就产生了固位力。这个对变形的抵抗力决定于多个因素，也与卡环臂的弹性成比例。

固位力是由多个因素在牙医师的控制下相互作用而产生的。这些因素包括基牙因素（由牙医师设计和实施）和修复体因素（由牙医师设计、技师完成）。

基牙因素包括基牙倒凹的深度和坡度。修复体因素是卡环臂的弹性，主要由卡环臂的形态、长度和粗细，横截面形态（圆、半圆或其他形态）以及卡环材料的刚度和弹性限度决定。

一、模型观测仪（surveyor）

1918 年 Fortunati 首次提出在齿科临床应用观测器，随后 Fortunati 和其他一些学者发展了模型观测理论。模型观测仪是一种用于确定两个或多个牙面或者牙颌模型其他部分的相互平行关系，确定

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

义齿共同就位道(path of insertion)的仪器。

(一)模型观测仪的用途

模型观测仪可用于观测诊断模型，在诊断模型上重建基牙的形态，确定蜡型的形态，观测并充填工作模型的倒凹，测量倒凹的特定深度，确定卡环放置位置，放置冠内、冠外附着体，放置冠内支托等，如果添加手机固定架，它还可以研磨冠内支托，预备基牙修复体上的平行导平面。模型观测仪的用途主要有下述几个方面：

1. 确定义齿就位道

使模型向各个方向倾斜，按下列要求决定义齿就位道方向：

(1) 牙颌模型固定于观测仪平台之上，与垂直臂保持固定的关系

垂直臂对模型的关系代表将要完成的局部义齿的就位道方向。调节模型相对垂直臂的倾斜角度，模型水平放置代表垂直向就位道；模型倾斜时，就位道偏向模型抬高的一侧。

(2) 根据余留牙的轴面凸度来判断是否适于选作基牙

在模型观测仪上用测量规、倒凹量规分析基牙倒凹深度，通过调整模型倾斜角度改变义齿就位道方向，可以获得适宜的倒凹，若预选的基牙轴面凸度过大、倒凹深度过深，则选择轴面凸度适宜的其他余留牙作基牙或在临床上适当调磨该牙轴面。

(3) 决定对影响义齿就位的余留牙或软组织的处理方法

倾斜的余留牙或软组织倒凹影响义齿就位时，可通过调整模型倾斜角度改变就位道来解决，过度倾斜的余留牙或过大的软组织倒凹则不能单纯依靠改变义齿就位道解决，常需改变义齿设计或手术去除过大组织倒凹来解决。

(4) 放置卡环的位置是否符合美观的要求

如可通过在模型观测仪上调整模型倾斜角度，改变基牙倒凹区位置，设置杆形卡环臂或使卡环臂靠近龈方，减少卡环臂的暴露。

(5) 预备导平面的部位及其范围

在模型观测仪上分析基牙导平面的部位，调整模型倾斜角度或对基牙进行牙体预备，获得适宜的导平面。

(6) 义齿是否易于摘戴

调整模型倾斜角度，得到适宜的基牙倒凹，便于患者取戴义齿。

2. 描绘基牙观测线(surveying line)

确定了义齿就位道后，将模型固定于观测仪平台上，用铅笔芯在基牙牙面上描绘出观测线的位置。

3. 确定卡环放置位置

通过测量倒凹的深度决定卡环尖端的位置。用倒凹量规测量出基牙倒凹的深度，根据所用卡环材料和制作方法不同确定卡环臂尖端进入倒凹区的位置。

4. 描绘软组织观测线

通过描绘软组织观测线，可以分析以下几点：

(1) 确定影响就位的倒凹区及填倒凹范围

根据义齿就位道的方向将模型固定在观测仪平台上，描绘软组织观测线的位置，从而确定出软组织倒凹区，并在填倒凹后使用铣蜡刀削除过剩的填倒凹材料。

(2) 确定大连接体、基托的位置

根据软组织观测线的位置，确定舌杆等大连接体以及基托的放置位置以及与软组织的接触关系。

(3) 如何设计个别托盘

根据在观测仪上确定的软组织倒凹区设计个别托盘伸展范围及填倒凹范围。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

5. 辅助卡环蜡型的制作或基牙预备

制作蜡型时,可在模型观测仪上根据义齿就位道用蜡刀修整卡环蜡型。还可在诊断模型上标记出基牙牙体预备的位置和范围,指导临床上基牙牙体预备。

6. 描记模型在观测仪上复位时所需的记号

确定了义齿就位道后,将模型固定在观测仪上,用分析杆在模型底座上描记线条,模型可根据该记号在观测仪上复位。

7. 制作附着体义齿

在附着体义齿制作中,模型观测仪还被用于下述操作过程中:

(1)按就位道方向固定附着体

在模型观测仪上,利用附着体配套定位工具将附着体按照就位道方向固定于基牙牙冠蜡型上(见图 4-10)。

(2)安装手机铣削、研磨附着体

将手机固定于模型观测仪上,用钻针、磨头铣削、研磨附着体(见图 4-11)。

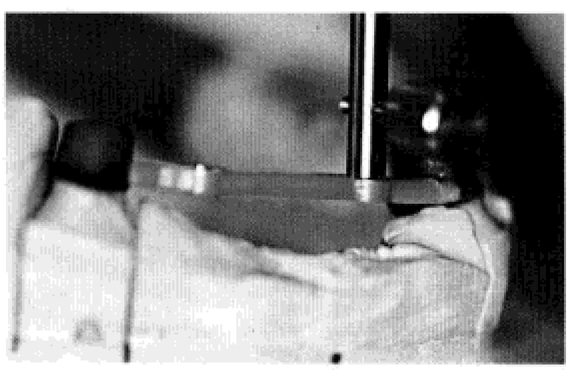


图 4-10 固定附着体

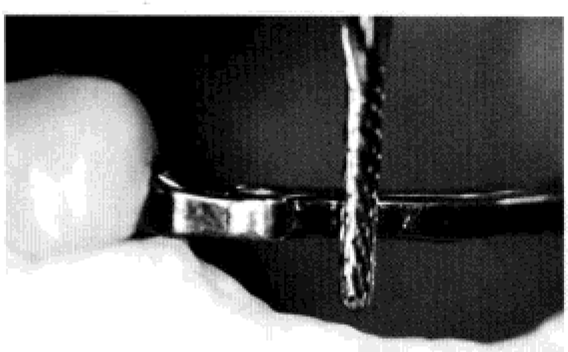


图 4-11 研磨附着体

(二)模型观测仪的结构组成

模型观测仪的组成部分有分析杆、支架和观测台三部分(见图 4-12)。分析杆能够垂直升降,上端固定在横臂上端,下端有测绘用的铅芯,可在基牙各个轴面上作旋转运动,用以测量模型上基牙、余留牙的轴面和牙槽嵴组织的倒凹。分析杆对模型的关系代表将要完成的可摘局部义齿的就位道方向。支架通过横臂在水平方向固定分析杆,并支持观测台。观测台用以固定模型,通过调节观测台上的螺丝可以在前后、左右方向上自由变换模型的倾斜角度并加以固定。

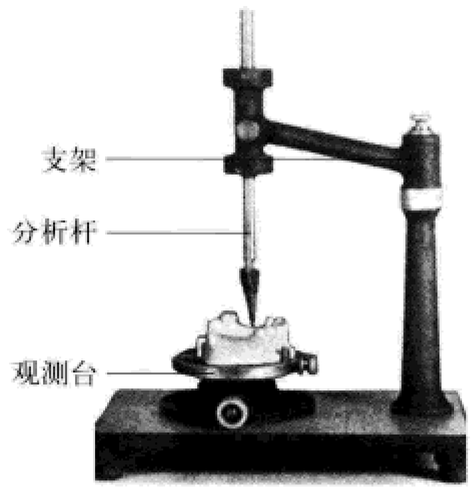


图 4-12 模型观测仪的结构组成

Ney 和 Jelenko 模型观测仪是两种最为经典、也是目前在口腔修复学教学上应用最广泛的模型观测仪。它们的主要区别是:Jelenko 的观测杆是能够旋转的,而 Ney 的观测杆是固定的。它们的观测和填倒凹技术也有所不同。目前模型观测仪产品种类较多,但从基本结构上来说都是这两种经典模型观测仪的改进和发展。

Ney 观测仪的主要部件如下(见图 4-13):① 平台——基座可以在其上移动;② 垂直臂——用于支持上部结构;③ 水平臂——悬挂观测工具;④ 观测台——用于固定模型;⑤ 可在其上旋转观测台的基座;⑥ 固定测量规、铅芯等工具的夹轴。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

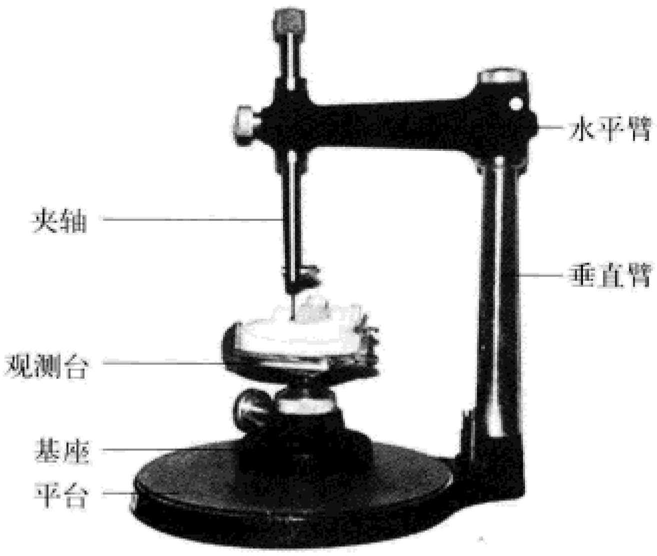


图 4–13　Ney 观测仪

Jelenko 观测仪除了可以松开垂直杆上的螺帽使水平杆旋转移动外，其主要部件与 Ney 观测仪基本相同（见图 4–14）。这一最初由 Noble Wills 博士设计的特殊功能的目的是允许水平臂自由地水平移动，而不是完全依靠模型的水平移动。

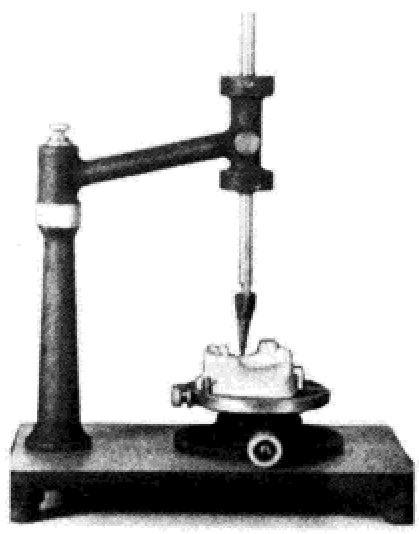


图 4–14　Jelenko 观测仪

Ney 和 Jelenko 观测仪的另一个区别是：Ney 观测仪的垂直臂是靠固定轴承的摩擦力来固定的，它可以在轴承内上下移动并能停留在某一垂直位置上，也可以通过拧紧螺丝使其固定在任何垂直位置。相反，Jelenko 观测仪的垂直臂上装有弹簧，松开后会弹回到最高位置。

由于 Ney 观测仪的垂直臂能稳定在任何垂直位置，且可自如地上下移动，所以在添加了手机固定架后可以作为平行研磨仪使用，配合各种型号的钻针或金刚砂磨头，对铸造修复体进行精密研磨。包括在观测后的冠上制备并精修任何平行的平面；在蜡型或铸件上加工出冠内支托凹或窝洞；还可以用于制作基牙修复体舌侧基台上方与义齿就位道平行的轴面。

（三）模型观测仪的常用附件（见图 4–15）

1. 测量规

观测操作时，先测量余留牙（特别是基牙）及牙槽嵴倒凹的状况，用于决定义齿就位道方向的直细金属棒。

2. 描记铅笔芯与笔芯鞘

采用普通的铅笔芯，描记观测线时安装在分析杆上。为防止笔芯的折断，加套管状的金属鞘称为笔芯鞘。



图 4–15　模型观测仪的常用附件

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

3. 倒凹量规

用于测量基牙倒凹的深度。通常有 0.25 mm、0.5 mm、0.75 mm 3 种规格。

4. 铣蜡刀

填倒凹后，使用铣蜡刀削除过剩的填倒凹材料。

5. 锥度规

用途与铣蜡刀相同，有 2°与 6°两种规格，可形成上述角度。

二、摩擦系数

一般认为，金属卡环与天然牙釉质表面，在存在唾液的口腔环境中两者之间的摩擦系数大约为 0. 2。实验证明，干燥环境中卡环与基牙间的摩擦系数明显小于有唾液存在的湿润环境，因此良好的口腔环境有利于固位力的获得。同时卡环材料、制作工艺及基牙牙冠修复材料的不同，也将造成摩擦系数的差异。如经喷砂处理后的钴铬合金铸造卡环内面与金属冠修复后基牙表面间摩擦系数可高达 0.32~0.36，由此产生的较大摩擦固位力可能造成义齿的取戴困难；而打磨、抛光后，硬性合金（钴铬合金）卡环与牙面间的摩擦系数又明显减小至 0.09~0.14，明显降低了卡环的固位力，因此对钴铬合金卡环组织面宜适度少量抛光，以控制卡环与牙面间保持适当的摩擦关系。而软性合金（Ⅳ型金合金、高钯合金等）卡环摩擦系数则始终保持在 0.2 左右，可见摩擦系数变化与材料本身特性有密切关系。

三、基牙倒凹

（一）基牙倒凹的概念

把模型按义齿就位道方向固定在观测台上，转动分析杆，用带有直边的铅芯围绕基牙牙冠轴面一周所画出的连线即为观测线（surveying line），又称导线（guide line），观测线以上的殆向部分为基牙的非倒凹区（non-undercut area），观测线以下的龈向部分为基牙的倒凹区（undercut area）（见图 4-16）。模型水平放置代表垂直向就位道；模型倾斜时，就位道偏向模型抬高的一侧。分析杆与牙面接触处代表临床牙冠的外形最突处，称为外形高点线（针对此观测仪确定的就位道方向而言）。这个观测仪确定的就位道方向和牙齿外形高点线显示了能够提供固位的区域和能够提供支持的区域，以及是否存在妨碍义齿就位的牙和组织干扰。

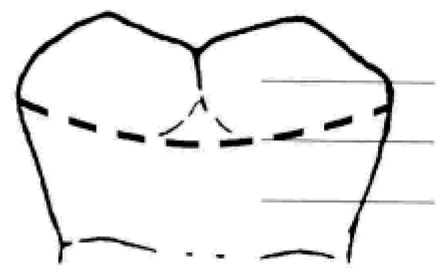


图 4-16　基牙的倒凹区和非倒凹区

（二）倒凹的深度

基牙倒凹的深度是指模型观测仪的分析杆至倒凹区牙面某一点的垂直距离，又称作水平倒凹（见图 4-17）。通常由模型观测仪的倒凹量规来测量，常规有 0.25 mm、0.5 mm、0.75 mm 3 种倒凹量规。在卡环固位臂的弹性限度内，倒凹的深度越大，作用于基牙上的正压力越大，固位力就越大。研究显示倒凹深度为 0.25 mm 时，固位力相当于倒凹深度为 0.5 mm 时的 50%~60%。通常钴铬合金铸造卡环在前磨牙的固位倒凹深度是 0.25 mm，磨牙固位倒凹深度是 0.375 mm，锻丝卡环的固位倒凹深度是 0.75 mm。

（三）倒凹的坡度

倒凹的坡度是指倒凹区牙面与基牙长轴之间

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

构成的角度（见图 4–17）。该角度越大，倒凹坡度则越大。在倒凹深度相同时，坡度越大固位越好，原因是在同等脱位力下，坡度越大对基牙牙面的正压力越大。在相同的殆向移动距离内，坡度大者需要卡环臂向外移动的量也大，则产生的弹力大。同理，坡度小者，卡环臂向外位移少，对基牙形成的正压力小，义齿只需受到较小的脱位力就可向殆方移动。故坡度小者固位效果不如坡度大者，倒凹的坡度一般应大于 20°。

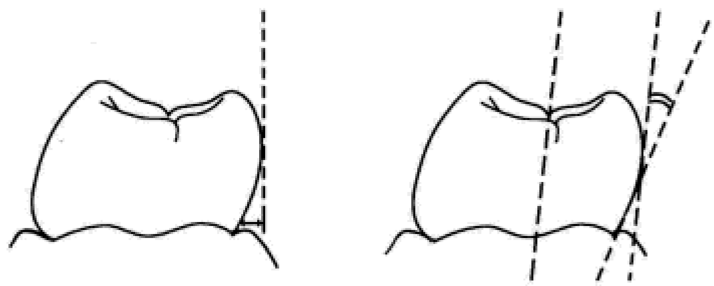


图 4–17　基牙倒凹的深度和坡度

四、卡环固位臂

（一）卡环臂的形态、长度和粗细

卡环臂的形态、长短和粗细与固位力有密切关系。

1. 卡环臂的形态

卡环的形态关系到其可达到的正压力，不同的卡环满足不同固位力的需要。卡环臂正确的形态是获得良好弹性的重要因素。理想卡环臂应设计成圆形或半圆形横断面，并且由卡环体部向末端逐渐变细的锥体形（见图 4–18）。卡环臂如果不具备末端逐渐变细的锥体形状，最终将造成卡环体部折断。卡环形状（厚度、锥度）的细微差异，将使它的弹性发生明显变化。弹性系数（D）计算公式如下：

$$D = 4PL^3/EWt^3$$

公式中，弹性系数（D）、长度（L）、弹性模数（E）不变的条件下，$P \propto Wt^3$，显然，随着宽度（W）、厚度（t）的改变，使卡环发生一定量弹性形变的力（P）也将产生成正比的改变。无锥度卡环的弹性形变力明显高于有锥度卡环，而且随卡环长度的递减这种差异越见显著。如卡环锥度过小、长度过短在脱位时产生的过大侧向力传递到基牙，长期过度负荷将严重影响基牙牙周组织的健康。卡环锥度为 0.8 时，弹性形变产生的应力最低，并将最有效地减少疲劳和永久变形的发生。

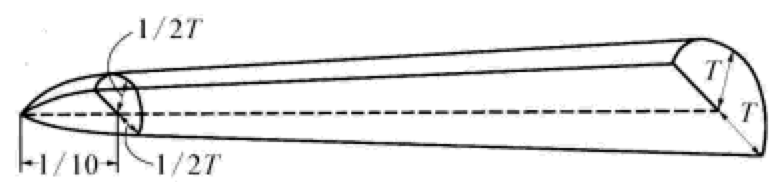


图 4–18　铸造卡环固位臂从其与卡环体相连处到卡环臂尖应呈均匀的锥形，卡环臂尖的尺寸约为起点处的 1/2。锥形卡环臂的弹性是非锥形卡环臂的两倍。*T* 为卡环臂的厚度

卡环臂的断面形态也对固位力有影响。卡环臂的断面形态因所用的材料和制作方法不同而异，常用的有圆形、半圆形和扁圆形 3 种，圆形横断面卡环臂比半圆形的弹性大。而横断面的直径与弹性成反比，卡环臂越粗厚使其脱位的力就越大。钴铬合金弹性模量最高而弹性最低，不锈钢丝弹性最高，而钛合金、金合金居中，这意味着同样断面的钴铬合金卡环比金合金硬，使卡环移位的力也大。因而在制作卡环时，要取得相同的弹性一定要比金合金卡环做得细些。而镍钛合金由于其超弹性，刚性低，因此 0.8 mm 直径的镍钛合金卡环将不能提供足够的固位力。对常用的 18 号（直径 1.00~1.10 mm）、19 号（直径 0.90~0.95 mm）、20 号（直径 0.80~0.85 mm）锻丝卡环的弯曲测试证明随卡环直径的递增，卡环的坚硬度、弹性应力相应增加，反之则弹性应力相应降低，设计卡环时应根据基牙的条件选择合适的型号。研究证明，直径 19 号或 20 号的铸造圈形卡

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

环的弹性，与18号锻丝卡环弹性相近，在一些不适合设计冷弯卡环的病例中代以铸造圈形卡环，既不影响固位，又能获得更佳的舒适度。铸造的半圆形卡环臂纵向距离大于横向距离，在同样的位移下，纵向固位力强，而弯制的锻丝卡环则横向固位力强。任何横截面形态的卡环臂都会存在一定的弹性，但半圆形截面的弹性限制在一个方向上。只有圆形截面在各个方向均有弹性，但很难通过铸造和磨光获得均匀的圆形截面。铸造卡环臂横截面基本上都是半圆形，可以弯曲而离开牙面，但不能做横向弯曲（或横向调整）。因此，铸造卡环固位臂更适合于牙支持式局部义齿，只有在义齿摘戴时卡环臂才发生弯曲。与游离端基托相邻基牙上的卡环固位臂不仅要在摘戴时发生弯曲，而且必须在游离端发生功能移位时也能弯曲。当义齿游离端受到垂直龈向作用力时，卡环臂必须能有多方向的弹性以避免将倾斜应力传导到基牙，或者可以离开倒凹区的牙面。所以，游离端义齿的末端基牙上只有采用圆形截面的圆环形卡环固位臂才比较安全。

Ⅱ型卡环的卡环臂游离距离长，但可达到的最高压力反而比游离距较短的Ⅰ型卡环臂小。RPA卡环的固位力稍大于RPI卡环，这是由于RPA卡环与牙面的接触面积更大，且长度短，刚性大，位移量相同时正压力更大，故而固位力也更大（见图4-19）。

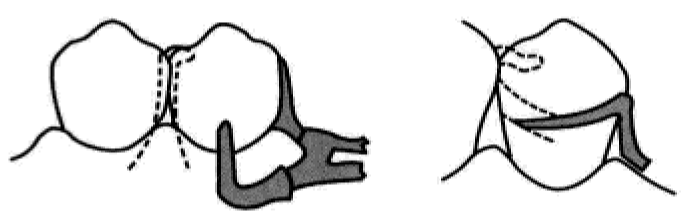


图4-19　RPI卡环（左）和RPA卡环（右）

2. 卡环臂的长度

卡环弹性与卡环臂长度成正比。根据刚性计算公式：

$$S=Ebh^3/4L^3$$

公式中b为宽度、h为厚度、E为弹性模数。卡环长度L越大，坚硬度S越小，弹性就越大。在倒凹深度和坡度相同时，卡环臂与基牙摩擦作用点越远离卡环体肩部，对牙面产生的正压力越小，故通常认为卡环臂越长，弹性越大，则固位力下降。但也有学者认为卡环臂长度的增加虽然提高了卡环臂弹性，但较长卡环臂因与基牙牙面的接触面积增加，摩擦力变大，而使固位力也相应增大。

圆环形卡环臂的长度应从其开始均匀变细的起点开始测量。圆环形卡环固位臂全长应从起点到末端均匀地变细。杆形卡环臂长度也是从其开始均匀变细的起点开始测量的。杆形卡环臂应从其与金属基托或塑料基托相连处开始逐渐变细（见图4-20）。虽然杆形卡环臂通常比圆环形卡环

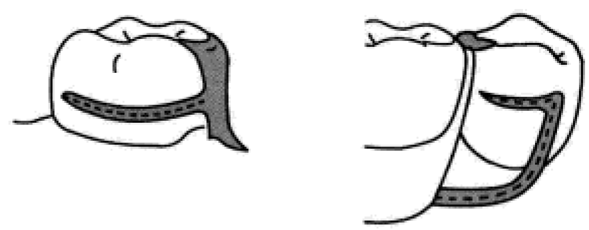


图4-20　铸造卡环固位臂长度的测量是沿卡环臂的中心至其与卡环体相连处（圆环形卡环臂）或与基托相连处（杆形卡环臂）

臂长，但其弹性不大，因为其半圆形截面的卡环臂曲折变化，使其弹性与总长度不成比例。表4-1和表4-2给出了铸造金合金和钴铬合金的圆环形卡环和杆形卡环固位臂可以利用的倒凹深度值。假设卡环臂为均匀的锥形，则其在60 000 psi的比例限度内，应可以反复弯曲，不会因疲劳而变硬或折断。据估计咀嚼和其他功能运动时作用于卡环固位臂上的疲劳型交变应力的次数大约是一年300 000次。进入倒凹区卡环臂越长，使卡环移位的力也越大，因此卡环臂不是直线形而是弧形。实验证明卡环的长度增加一倍，引起卡环发生永久变形的力将增至原来的8倍。钴铬合金铸造卡环如果进入基牙0.25 mm的倒凹深度，卡环臂至少需要15 mm长度才能使之在弹性极限内发挥固位功能而不至发生永久变形。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

表 4-1　Ⅳ型金合金铸造圆环形卡环固位臂与杆形卡环臂的可容许弹性*

圆环形卡环臂		杆形卡环臂	
长度(in)	弹性(in)	长度(in)	弹性(in)
0~0.3	0.01	0~0.7	0.01
0.3~0.6	0.02	0.7~0.9	0.02
0.6~0.8	0.03	0.9~1.0	0.03

*基于 Jelenko 预成塑料铸型的近似尺寸，纽约 JF Jelenko；1in=25 mm

表 4-2　钴铬合金铸造圆环形固位卡环臂与杆形卡环臂的可容许弹性*

圆环形卡环臂		杆形卡环臂	
长度(in)	弹性(in)	长度(in)	弹性(in)
0~0.3	0.004	0~0.7	0.004
0.3~0.6	0.008	0.7~0.9	0.008
0.6~0.8	0.012	0.9~1.0	0.012

*基于 Jelenko 预成塑料铸型的近似尺寸，纽约 JF Jelenko；1in=25 mm

3. 卡环臂的粗细

卡环臂的粗细对正压力有影响，在相同的位移下，卡环臂越粗可达到的正压力越大，固位力越大。卡环臂横截面直径增加 1 倍，固位力则增加 8~10 倍。其他因素相同时，卡环臂的平均直径越大，弹性越小。如果卡环臂为绝对均匀的锥形，平均直径将位于从起始点到末端之间的中点。如果锥形不均匀，就会存在一个弯曲点，也是一个薄弱点，无论整条卡环臂的直径如何，都将会影响其弹性。

（二）卡环材料的弹性和刚性

在卡环材料性能研究中，弹性(flexibility)和刚性(stiffness)是两个重要指标。卡环材料的弹性和刚性是影响卡环固位臂固位力的重要因素。卡环材料的弹性大小决定了卡环可以进出而不发生永久变形的倒凹深度，而卡环材料的刚性则与卡环对基牙施加的侧向力大小有关。不同卡环材料具有不同的弹性和刚性，可摘局部义齿卡环制作最常用的材料是钴铬合金，而各种钛合金、金合金等较之普通金属，刚性较低而弹性较高，被认为具有优越的机械性能，近年来也开始广泛应用于义齿修复中。

1. 卡环材料的弹性限度

弹性限度是指材料从弹性形变到发生永久形变的临界点，材料受到超过其弹性限度的作用后，则发生永久形变，因此，刚度相同的卡环材料，弹性限度大者可达到的正压力越大，则固位力亦较大。在卡环臂的长度范围内，作用力不得使卡环臂在任何方向的位移超过 1 mm，否则将超过其弹性限度，发生永久性形变。锻丝卡环是通过拉丝成型的，其强度优于铸造卡环臂。锻造体的抗拉强度至少比铸造体大 25%*，因此锻丝卡环可以采用较小的直径来获得较大的弹性，而不会发生疲劳和折断。卡环的弹性对固位有很大影响，而材料长时间受应力而产生弹性形变，将导致其弹性限度的下降，这种现象被称为“疲劳”。长期反复摘戴义齿，卡环进出基牙倒凹区持续发生弹性形变，终将导致其疲劳变形，固位力降低。Pekka 在对 5 种金属卡环进行疲劳测试后得出结论：钛金属铸造卡环的疲劳强度比钴铬合金及金合金卡环低，而纯钛铸造卡环疲劳强度又比钛合金卡环低得多。如在各卡环上加 0.5 mm 永久形变的预应力后，钴铬合金与金合金卡环疲劳强度均有提高，相反纯钛及钛合金卡环疲劳强度却进一步降低，因此用钛金属制作支架，要避免加预应力。镍钛合金的铸件与上述所用铸造卡环合金相比显示出超弹性能，弯曲 2.0 mm 后的永久形变近于零，能承受大的弯曲，并显示出较其他金属更优

*Craig RG：Restorative dental materials，11ed，St. Louis，2002，Mosby.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

异的耐疲劳性，卡环长期摘戴后几乎无明显形变。镍钛合金正逐步成为专业钛合金，利用它的特性应用于铸造卡环，更好地解决了临床上一些问题。日本学者于20世纪80年代初，首先使用超弹性的镍钛合金（Ni43.5%Ti）作为铸造卡环用合金。镍钛合金除用于铸造卡环外，一些学者也在研究将超弹性镍钛合金丝用于锻丝卡环。

2. 卡环材料的刚性

刚性是指使材料位移的力与位移程度之比，卡环材料的刚性越大，在相同位移下所产生的正压力越大，相应的固位力也大。钴铬合金弹性模量大，刚性高而弹性低，因此钴铬合金卡环进入倒凹深度应在0.25~0.5 mm比较合适。钴铬合金较大的坚硬度决定了卡环不适合进入过深的倒凹。与之相比较，钛弹性模量较低，回弹性较好，更接近金合金。钛合金的刚性比钴铬合金小，这种特性使钛合金卡环固位臂可以进入比钴铬合金卡环更深的倒凹内，而只对基牙产生较小的扭力、侧向力。同样，金合金卡环固位力在较浅倒凹内与其他材料无明显差异，在更深的倒凹上则显示出它良好的弹性和抗疲劳性，因此钛合金、金合金卡环对基牙倒凹的适合范围比钴铬合金大，进一步扩大了铸造卡环的适应范围。

（三）卡环进入倒凹区的方向

卡环臂可以从殆方或龈方进入基牙倒凹区。最常用的圆环形卡环是从基牙殆面越过观测线后进入倒凹区，利用卡环自身弹性使之紧贴牙面，对抗义齿脱位力（见图4–21）。长期受弹性形变产生的应力作用，卡环臂弹性极限下降而使之发生永久变形，无法与基牙牙面完全贴和，不可避免地将导致固位力的逐渐丧失。

从龈方进入固位倒凹的卡环臂叫龈向进入卡环，如杆形卡环，卡环臂从外形高点线的龈方进入倒凹区，形成一种推式固位（见图4–21）。所以杆形卡环在就位时比较容易而在摘出时则比较困难。对I杆式卡环固位力测定结果显示其在0.25 mm倒凹深度内固位力为11.7 N，具有较理想的固位效果。如果其他因素相同，包括卡环臂的长度、弹性、倒凹的深度等，那么杆形卡环在义齿脱位时由于其行程所起的有效推力作用，其固位作用较殆向进入的圆环形卡环大。

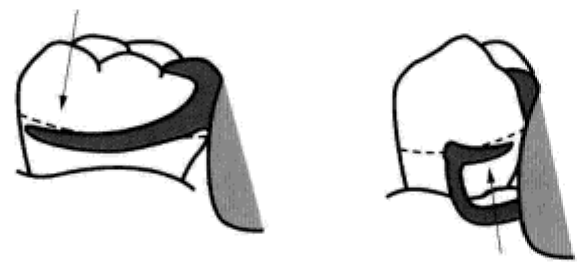


图4–21 殆向进入卡环（左）和龈向进入卡环（右）

对于一些严重扭转、移位、伸长或牙周不健康的基牙，过深的倒凹以及分散的就位方向都对卡环的放置提出了更苛刻的要求。Pullen等首先提出了一种分部义齿，使用了不同就位方向的两部分设计让义齿分部就位，利用基牙邻面颈部倒凹固位。在此理论基础上，King提出使用一种双重就位道或旋转就位的卡环固位体，这些卡环进入基牙倒凹的方向与传统的平行于就位道方向进入不同，取戴时对基牙产生的直接压力将明显减小。Simon在1960年首先提出了另一种卡环设计形式——悬锁卡环，

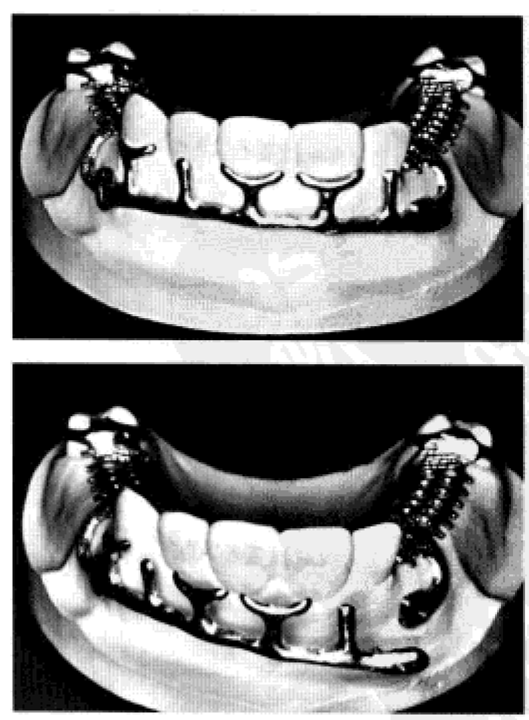


图4–22 悬锁卡环

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

并由 Oddo、Campbell 等进一步改进设计，固位臂以活动扣锁形式进入基牙倒凹区，不依靠卡环自身弹性变形而以被动方式获得固位力（见图 4-22）。Donald 等对此类卡环的固位性能进行测试，固位力达到 49.67 N，由于悬锁卡环忽略了卡环臂的弹性要求，可以进入更深倒凹内，因此产生固位力将明显大于传统圆环形卡环，同时有利于美观。取戴时不与基牙作直接接触，因此不会对牙周产生过大的负荷，卡环本身也不会发生变形而减小固位力。

五、制锁状态

制锁状态是指义齿由于设计的就位道与功能状态中义齿实际的脱位方向不一致而形成的约束状态。

（一）制锁作用

设计义齿的就位方向时，利用就位方向和脱位方向不一致便可获得制锁作用。

（二）制锁角

就位道和脱位道之间形成的角度称为制锁角（见图 4-23）。

进入制锁角内的义齿构件及阻止其脱位的牙体之间产生的力称为制锁力。制锁力的大小取决于脱位力的大小及牙体或进入制锁角内的义齿构件的强度。若脱位力极大，则制锁力的最大值等于牙体或义齿构件任何一方显著变形或被折断所需的力。要利用义齿的构件进入制锁区，必须要维持好制锁状态，即必须有良好的卡环固位相配合。同时，若制锁角越大，越能维持制锁状态，则固位力越大。如果弹性卡抱力较小时，可采用多制锁区，以取得更多的制锁力，使义齿获得更好的固位作用。

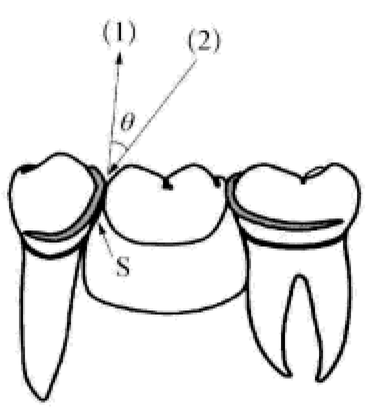


图 4-23　制锁角

（1）：脱位道方向　（2）：就位道方向　θ：制锁角　S：制锁区

六、固位体间的相互制约作用

当义齿有多个固位体或多个缺牙间隙时，在行使功能中的脱位力不同，表现出相互牵制的作用，产生摩擦力，有助于固位。此外，在同一基牙上的两个卡环臂之间也存在相互制约作用（见图 4-24）。

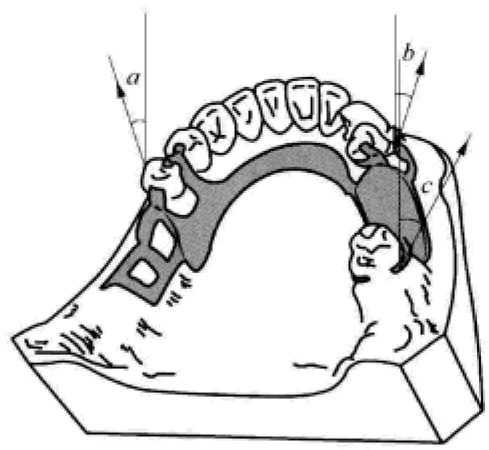


图 4-24　固位体间的相互制约作用

七、脱位力的大小和方向

义齿就位后，卡环固位臂应该处于被动状态，不应该对基牙施加任何静压力。在咬合力作用或食物黏着力作用下，出现一定的脱位力，只要固位力大于脱位力，则不会发生脱位，故脱位力较大时应增加固位力。另外，脱位力的方向对固位的影响较大，设计就位方向时，应尽量与脱位方向不一致，造成制锁状态，以增强固位。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第四节 可摘局部义齿固位力的调节

义齿的固位力过大，容易损伤基牙，患者摘戴困难。固位力过小，义齿又容易脱位。调节固位力可以使义齿符合生理要求和功能需要，避免固位力过大或过小。调节可摘局部义齿固位力的方法有以下几种：

一、增减直接固位体的数目

固位力的大小与固位体的数目成正比，一般来说，一副义齿具有 700~1 000 g 的固位力较为合适。通常情况下 2~4 个固位体可以达到固位要求，忌设计过大的固位力，因容易损伤基牙，也可能造成摘戴困难。一般卡环数量以不超过 4 个为宜。但当单个固位体的固位力明显低于 200 g 时，应考虑增加固位体。

二、选择和修整基牙固位倒凹

基牙的倒凹深度过小或过大，倒凹坡度过小或过大均不利于固位，故基牙应该有适度的倒凹，特别是适度的倒凹深度，并且根据固位倒凹设计卡环固位臂。如果有不利倒凹，则应作调磨，或者改变就位道设计，使之达到要求。可以通过选择性调磨或修复方法改变基牙表面形态，以获得更佳的基牙倒凹。一般倒凹的深度应小于 1 mm，铸造卡环臂要求的倒凹深度偏小，不宜超过 0.5 mm，倒凹的坡度应大于 20°。不同类型和不同材料的卡环臂，进入基牙的倒凹深度亦不同。

（一）弯制的卡环臂需要的固位倒凹

1. 金合金丝弯制卡环臂

需要 0.5 mm 的水平倒凹。

2. 不锈钢丝弯制卡环臂

需要 0.75 mm 的水平倒凹。

（二）铸造的卡环臂需要的固位倒凹

1. 金合金铸造卡环臂

需要 0.5 mm 的水平倒凹。

2. 钴铬合金铸造卡环臂

一般需要 0.25 mm 的水平倒凹。

（三）在放置卡环固位臂的基牙上设计制作全冠

当基牙牙冠形态不佳，不符合理想的固位倒凹要求时，可通过在放置卡环固位臂的基牙上制作全冠来改善固位形。理想的可摘局部义齿基牙冠修复体应当是全冠，可以是铸造金属全冠，也可以是烤瓷全冠或烤塑全冠。铸造金属全冠的优点之一是原来需要在口内完成的牙体预备，可在观测仪上进行更精细的修整，制作时应充分利用在观测台上可以修整蜡型外形并使之平行于就位道的优点。烤瓷冠同样可达到满意效果，但要在上釉之前在观测仪上修整好瓷面外形，以防固位形超过需要或不足。基牙全冠一定要有合适的固位形，故全冠制作时应留有形态修整的余地，以提供理想的倒凹放置卡环固位臂。若制作烤瓷冠则须在上釉前完成形态修整，若是烤塑冠要在最终抛光前完成。忽视或省略这一步则会导致固位形过量或不足。有限的临床试验表

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

明，瓷层能够耐受相当于 5 年的磨损。而卡环会对瓷造成轻微磨损。

三、调整基牙的分散程度

基牙越分散，放置于基牙上的各个固位体亦越分散，这样义齿在行使功能中发生脱位趋势时各固位体的脱位方向差异越大，各固位体间的相互制约作用就越强，义齿越不容易脱位。所以当有多个缺牙间隙时，可以合理利用、选择邻近缺隙的基牙放置直接固位体，以及在远离缺隙的基牙上放置间接固位体，增大基牙的分散程度，合理分散各固位体，也可达到增大固位作用的目的。

四、调整就位道

改变义齿就位道的方向，将导致基牙的倒凹深度、坡度以及制锁角的变化，从而达到增减义齿固位力的目的（见图 4-25）。如果发现不适合采取原定就位道，就应研究其他的就位道方向。通过改变模型与模型观测仪分析杆的倾斜角度，找到最适合的就位道。所谓最佳就位道应该是可摘局部义齿各部件能位于基牙牙面最佳位置，与软组织位置关系最佳，所需口腔预备量最少的义齿就位道。然后根据确定的就位道来制定口腔预备计划。

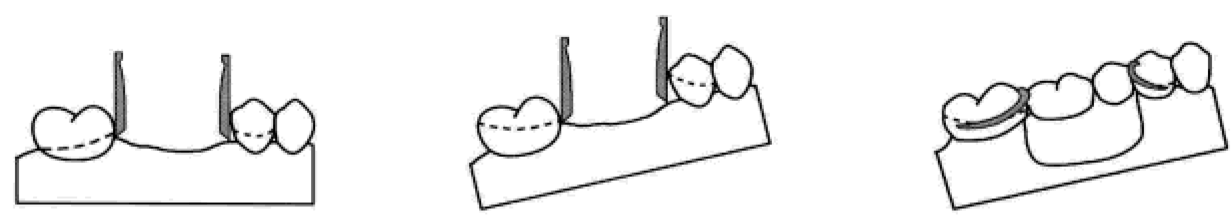


图 4-25　改变义齿就位道方向以取得适宜的固位力

五、调节卡环臂进入倒凹区的深度和部位

当基牙倒凹深度太大而又不能通过磨改等方法减小时，可将卡环臂设置在倒凹深度适宜的位置上，不一定进入倒凹深度最大的部位。利用卡环臂的不同部位进入倒凹区，则可产生不同的固位力。越接近肩部的部位，所能达到的固位力越大。

六、选择卡环材料刚度和弹性限度

卡环材料的刚度和弹性限度越大，则其适用范围越广。倒凹深度较小时，它就可以达到较大的固位力，倒凹深度较大时，它可以达到更大的固位力或可以自由选择进入的倒凹深度。刚度和弹性限度越大的卡环固位臂，固位力越强，但应控制在不损伤基牙的范围内。

七、选用不同制作方法的卡环

铸造卡环与牙面接触面积大，具有较大的摩擦力，而锻丝卡环弹性大，可进入较深的倒凹，因此需纵向固位力强者，可用铸造卡环，需横向固位力强者，可用锻丝卡环。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

八、利用不同类型的连接体

在修复下颌缺失牙时，常因两侧余留牙牙冠倾向舌侧面形成很大的倒凹，义齿的连接部分如果完全避开这些倒凹，则就位后与口腔组织之间空隙较大，而且常因牙冠颊侧倒凹偏小而固位力不足。因此，可将连接部分做得具有一定的弹性，使之能进入部分基牙倒凹区，即可减少连接部分与口腔组织间的空隙，减少食物嵌塞，又可利用多个基牙来较好地增强固位作用。

九、利用制锁作用来增强固位效果

通过制锁作用可以达到很大的固位力。利用制锁作用固位，当按就位道方向取戴义齿时，对基牙无很大的侧向力，因而对基牙损伤小，而且对义齿的稳定有利，尤其对缺牙少，基牙颊侧倒凹小的病例更有效。

十、利用吸附力、大气压力来协同固位

缺失牙多，预测可摘局部义齿直接固位体的固位力不足时，需增大义齿基托面积。此类基托面积较大的可摘局部义齿，应使基托有足够的伸展范围，与黏膜组织密合，形成良好的边缘封闭作用，以充分利用吸附力和大气压力来增强固位。尤其在游离端义齿，利用这些固位力对增强固位作用、保护基牙是非常重要的。

第五节　可摘局部义齿的稳定

有研究从完整性、人工后牙过度磨耗、使用过暂时性重衬材料以及组织处理剂或义齿黏附剂、稳定性、固位 5 个方面对所调查可摘局部义齿的质量进行了评价，如表 4–3 所示，义齿缺乏稳定性是最常见的问题。在上颌可摘局部义齿中，义齿稳定性差的发生率是固位不佳发生率的 7 倍。而下颌可摘局部义齿中，义齿稳定性差的发生率是固位不佳发生率的 1.8 倍。可见稳定性不佳是可摘局部义齿使用中非常常见的问题，上述结果提示医师应尽力提供和维持义齿良好的稳定性。

表 4–3　可摘局部义齿质量状况调查

	稳定性差	义齿缺损	固位差	重衬/应用义齿黏附剂	过度磨耗
上颌可摘局部义齿	43.9%	24.3%	6.2%	3.9%	21.6%
下颌可摘局部义齿	38.2%	13.2%	21.2%	21.6%	7.1%

一、造成可摘局部义齿不稳定的因素

（一）作用于支点线和回转线的力

造成可摘局部义齿不稳定的因素主要来自作用在可摘局部义齿上的两种力量（见图 4–26）：

1. 作用于支点线的力

所谓支点线是可摘局部义齿的直接固位体的连线。作用于支点线的力可将义齿压向牙槽嵴或使之离开牙槽嵴，表现为基托下沉或翘起。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 作用于回转线的力

作用于回转线的力可使义齿沿回转线发生扭转和倾斜。

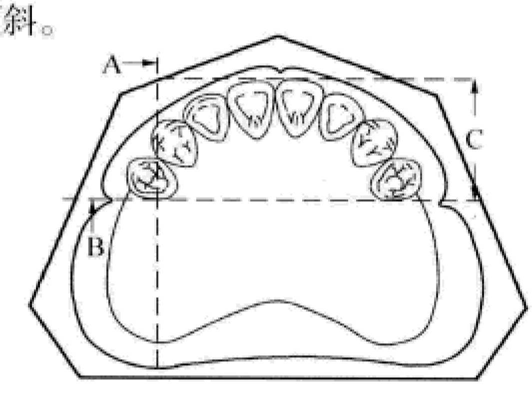


图 4-26　作用于可摘局部义齿上的力

A：回转线　B：支点线　C：力臂

（二）造成义齿不稳定的原因

造成义齿不稳定的原因可归为以下几个方面：

1. 支持组织的可让性

基牙和黏膜在压力作用下均具有一定的可让性，因此在船力作用下，基托覆盖的黏膜和基牙均会发生一定程度的位移，导致义齿发生移位。如游离缺失可摘局部义齿，由于黏膜的可让性使义齿末端发生向黏膜方向的移位，此种不稳定现象称为下沉。

2. 支持组织之间可让性的差异

基牙与牙槽嵴黏膜在压力作用下具有不同的可让性，腭部硬区与非硬区之间，以及缺牙区牙槽嵴黏膜之间黏膜组织在可让性上也存在一定的差异，造成义齿在船力作用下以放置于基牙上的部件(卡环、支托等)或硬区为支点发生翘动等不稳定现象(见图 4-27)。

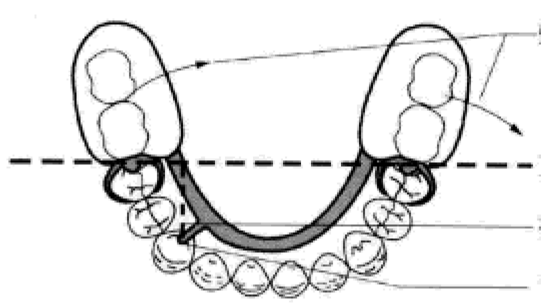


图 4-27　义齿在船力作用下以放置于基牙上的支托连线为支点线发生翘动

3. 可摘局部义齿结构上形成转动中心或转动轴

可摘局部义齿支托、小连接体、卡环体部等部件形成转动中心或转动轴，义齿围绕该转动中心或转动轴发生旋转不稳定。如 Kennedy 第三类义齿，其船支托形成纵向转动轴，在船力不均匀的情况下易使义齿形成颊舌向的转动(见图 4-28)。修复多数前牙缺失的可摘局部义齿也常以两端基牙上的支托、卡环体部为横向转动轴，发生唇舌向的转动。

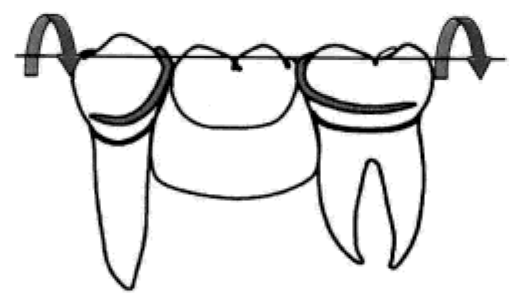


图 4-28　Kennedy 第三类义齿以船支托连线为纵向转动轴形成颊舌向的转动

4. 作用力与平衡力之间的不协调

游离端可摘局部义齿在后牙缺失多、余留牙少的情况下，由于间接固位体到支点线的距离(平衡距)小于游离端咬合力作用点到支点线的距离（游离距），造成平衡矩小于作用矩，致使义齿发生下沉或翘起等现象（见图 4-29）。

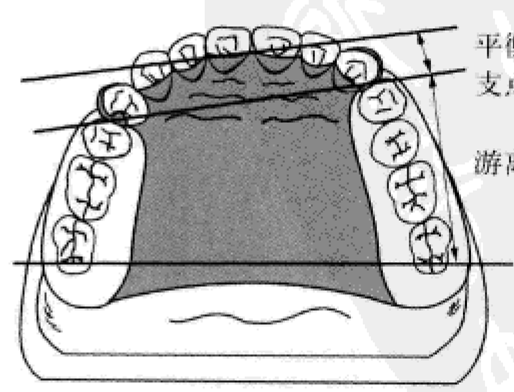


图 4-29　平衡矩小于游离矩，义齿易发生下沉或翘起

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、可摘局部义齿不稳定的表现形式

可摘局部义齿的不稳定有两种表现形式：一种是义齿因无支持而均匀下沉性不稳定，对基牙和支持组织的影响相对较小；另一种是义齿在牙弓上有支点或转动轴，而产生的转动性不稳定。

（一）均匀下沉性不稳定

多数牙缺失，口腔中只余留少数牙齿时，可摘局部义齿主要依靠黏膜支持，在𬌗力作用下，义齿由于基托下黏膜的可让性发生均匀下沉。如果义齿基托面积够大，黏膜对义齿支持足够，义齿𬌗力分布均匀，则这种均匀下沉性不稳定不会对基牙和基托下组织造成损伤。

（二）转动性不稳定

转动性不稳定形成的原因有两个，一是义齿的某些部件在天然牙上或者支持组织上形成支点或转动轴；二是由于义齿存在游离端，不可避免地存在回转线。转动性不稳定产生的杠杆作用导致作用力方向的改变，使基牙和基托下组织承受的压力不均匀，可能使基牙和支持组织受到损伤。转动性不稳定又有下述4种临床表现形式：

1. 翘起

指义齿受食物黏着力、上颌义齿重力等作用，游离端基托向𬌗向旋转移位，但因卡环的固位作用，义齿尚未发生脱落（见图 4-30）。

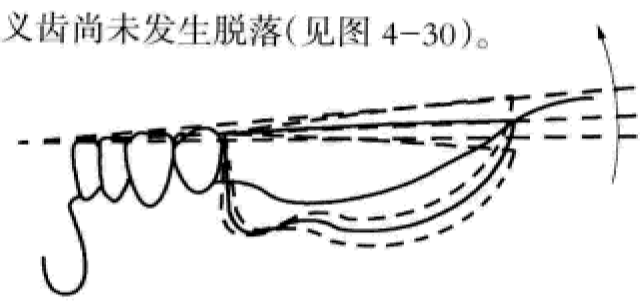


图 4-30　义齿翘起

2. 下沉

指义齿承受𬌗力时，基托向支持组织方向的移动（见图 4-31）。某些混合支持式义齿及黏膜支持式义齿易出现此现象。

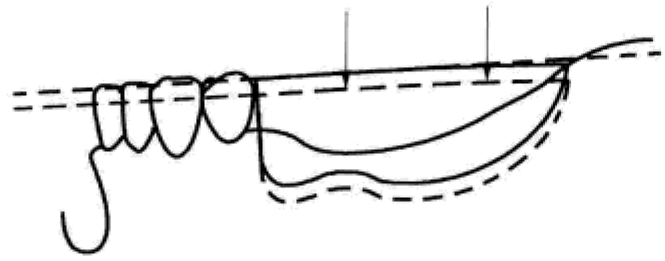


图 4-31　义齿下沉

3. 摆动

指义齿游离端受侧向𬌗力的作用产生颊、舌向的水平摆动（见图 4-32）。

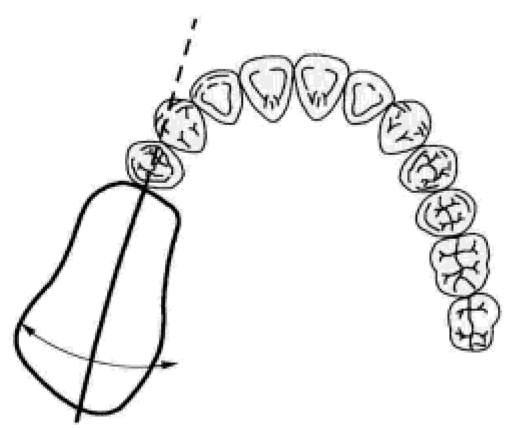


图 4-32　义齿摆动

4. 旋转

指义齿绕支点线发生转动，其中纵线式支点线形成颊、舌向转动（见图 4-33），横线式和斜线式支点线则形成前后向转动，末端游离义齿的旋转比较明显。

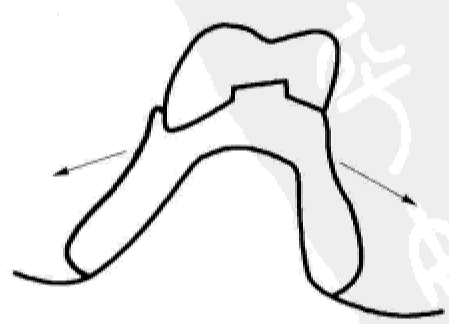


图 4-33　义齿旋转

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

三、防止可摘局部义齿不稳定的方法

(一) 防止均匀下沉性不稳定的方法

1. 增加对义齿基托的支持

制取功能压力印模，减小义齿在功能状态下基托下黏膜组织的变形，增强黏膜对义齿基托的支持；扩大基托面积，将义齿的咬合载荷分散到尽量多的黏膜上。

2. 减小 殆力

采取减小人工牙颊舌径，甚至减少人工牙数目的措施，来减小义齿的咬合载荷，从而减小义齿的下沉。

(二) 防止转动性不稳定的方法

1. 增加或使用对抗平衡固位体

在义齿支点线对侧设置间隙卡环、支托等间接固位体，以用于对抗义齿沿支点线发生的旋转(见图 4-34)。

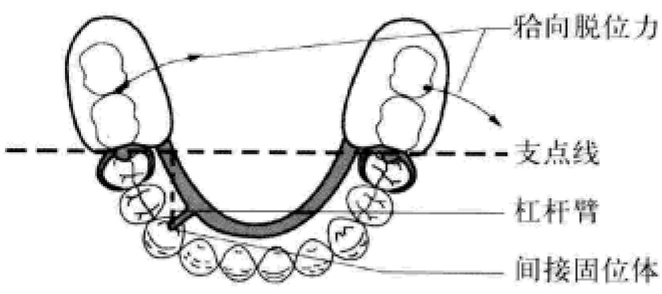


图 4-34　使用间接固位体对抗平衡殆力

2. 增加平衡距

通常平衡力是加在义齿的支点或支点线的对侧，以对抗殆力、脱位力，使义齿保持平衡，克服或减轻义齿的不稳定(见图 4-35)。若义齿的刚性较强，则其平衡公式是：

殆力×游离距(作用于义齿游离端的殆力至支点间的距离)=平衡力×平衡距。

增加平衡矩(平衡力至支点的距离)，使平衡矩大于殆力矩时，可使义齿不再发生不稳定现象。

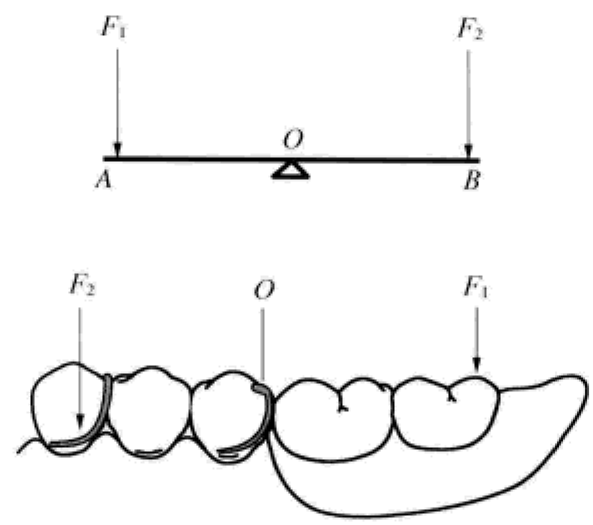


图 4-35　增加平衡矩消除义齿转动性不稳定

F_1. 殆力　F_2. 平衡力　O. 支点

3. 对抗法

增加或使用对抗性、平衡的设施，如利用游离端基托下组织、覆盖基牙、种植体或牙弓对侧基牙来对抗使义齿产生下沉或转动的殆力。

4. 消除支点

义齿的转动性不稳定是由于义齿的部件或基牙及支持组织形成的支点所致，消除支点后，即可获得稳定。可能存在的支点有两种，一是殆支托、卡环等在余留牙上形成的支点；另一种是基托在基托下组织上形成的支点。后者通常由于人工牙排列在牙槽嵴上的位置以及咬合关系不当、黏膜厚薄不均、牙槽嵴呈凹凸不平状等造成，常见于骨性突起或硬组织倒凹处，特别是基托面积大和基托下组织支持力强的患者。消除支点法又包括全消除支点法和半消除支点法。

(1) 全消除支点法

顾名思义，取消支托，去除基托下骨性突起等，完全消除支点，义齿不再存在转动现象，亦即意味着该义齿所承受殆力要全部由基托下组织来支持，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

因此消除支点的办法只适用于基托面积大、基托下组织能够支持住的情况，如口腔内只余留个别后牙，几个切牙或剩余牙相对集中。

（2）半消除支点法

当义齿的游离距大于可获得的平衡距时，如果尚有较好的基牙，则可采用缓冲法来减弱由于支点存在而造成的不利作用，且又能使基牙分担部分𬌗力，一般可采用回力卡环、近中𬌗支托等形式的直接、间接固位体，𬌗力作用于义齿时可起到一定的缓冲作用（见图 4-36）。



图4-36　半消除支点法减低义齿的不稳定

义齿的游离距大于可获得的平衡距，在游离端基牙上放置回力卡环、近中𬌗支托，𬌗力作用于义齿时可起到一定的缓冲作用，减弱由于支点存在而造成的旋转不稳定

四、各种不稳定现象的具体处理方法

（一）翘起

1. 放置间接固位体

在支点的平衡端增加平衡基牙或放置间接固位体如支托、间隙卡环等，或者延长基托，增加平衡距。

2. 制锁抗衡

通过改变就位道方向，义齿基托进入基牙的近缺隙侧倒凹，利用义齿基托的制锁作用抗衡。

3. 使用分臂卡环或间隙卡环

在基牙上设置分臂卡环（见图 4-37）或间隙卡环（见图 4-38），义齿有翘起趋势时，由于分臂卡环的推式固位作用、间隙卡环起到防止义齿翘起的作用。

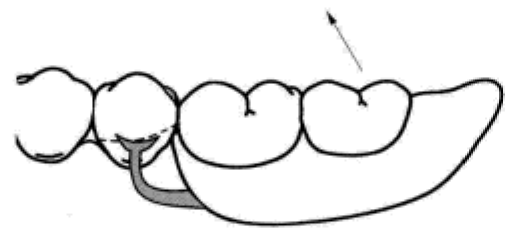


图 4-37　利用分臂卡环防止义齿翘起

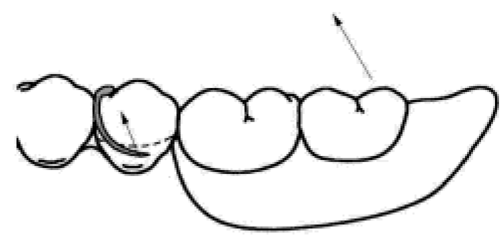


图 4-38　利用间隙卡环防止义齿翘起

（二）下沉

义齿的下沉分为均匀下沉和不均匀下沉，前者常见于无𬌗支托的黏膜支持式义齿，是由𬌗力造成的，后者常见于游离端基托义齿，是由于基牙与牙槽嵴黏膜在咬合压力下可让性的不同引起的。若发生不均匀性下沉极易造成基牙和支持组织的损伤。可采用下述方法防止义齿发生下沉现象：

1. 缩小游离距

减小游离端基托义齿人工牙的近远中径，必要时减少人工牙数目，以缩小游离距。

2. 加大平衡距

设置间接固位体时尽量加大间接固位体至支点线的距离，加大平衡距，对抗义齿基托游离端的下沉。

3. 消除支点

当游离距大于平衡距时，取消支托，或采用回力卡环、近中𬌗支托等形式的直接、间接固位体，消除支点。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

4. 利用前牙

利用前牙区设置的邻间钩、切钩等间接固位体以及悬锁卡环来抗衡义齿游离端的下沉。

5. 增加对义齿基托的支持

制取功能压力印模，减小义齿在功能状态下基托覆盖下黏膜的变形，增强黏膜对义齿基托的支持；扩大基托面积，充分利用牙槽嵴区的对抗作用，将义齿的咬合载荷分散到尽量多的黏膜上；游离端缺牙区如留有牙根或种植体，可选作覆盖基牙以增加对义齿的支持力。

6. 减小殆力

采取减小人工牙颊舌径，甚至减少人工牙数目的措施，来减小义齿的咬合载荷，减小义齿的下沉。

（三）摆动

摆动是由侧向殆力引起的，单侧游离端义齿和下颌双侧游离端义齿易出现摆动现象。可采用下述方法防止义齿发生摆动现象：

① 在支点对侧放置直接固位体或间接固位体增加平衡力量。在支点的平衡端增加平衡基牙放置直接固位体，或放置间接固位体如支托、间隙卡环等，或者延长基托，增加平衡距。

② 单侧游离端义齿可在游离端相对的对侧牙弓的天然牙上设置直接固位体，控制义齿游离端的颊舌向摆动（见图 4–39）。

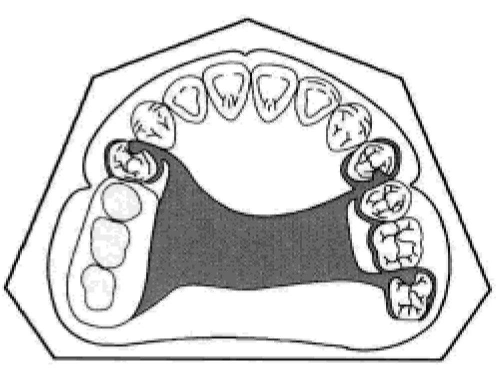


图 4–39　单侧游离端义齿在对侧牙弓天然牙上设置直接固位体

③ 在支点线同侧添加间接固位体，如单侧游离端义齿在支点线同侧增加平衡基牙放置支托、间隙卡环等（见图 4–40）。

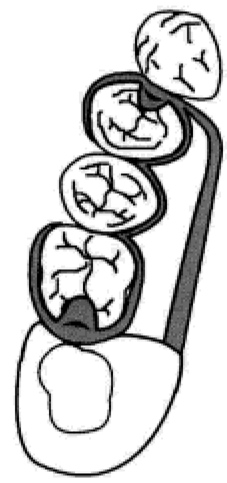


图 4–40　单侧游离端义齿在支点线同侧添加间接固位体

④ 增大基托面积，将义齿的咬合载荷分散到尽量多的黏膜上，对抗义齿所受侧向殆力。

⑤ 减小侧向殆力，减小人工牙牙尖斜度，从而减小义齿功能状态下受到的侧向殆力。

⑥ 调整咬合，消除咬合早接触点和殆干扰，减小义齿在咬合状态下的摆动。

⑦ 双侧游离端义齿可利用两侧缺牙区舌侧基托或铸造支架的对抗臂等的相互对抗作用来控制义齿游离端的摆动。

（四）旋转

个别后牙缺失的 Kennedy 第三类义齿易发生沿纵轴线旋转现象；修复多数前牙缺失的可摘局部义齿常以两端基牙上的支托、卡环体部为横向转动轴，发生唇舌向的旋转。可采用下述方法防止义齿发生旋转现象：

1. 缩短游离距

减小人工牙殆面的颊舌径，减小殆力作用点至支点线（殆支托连线）间的游离距（见图 4–41）。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

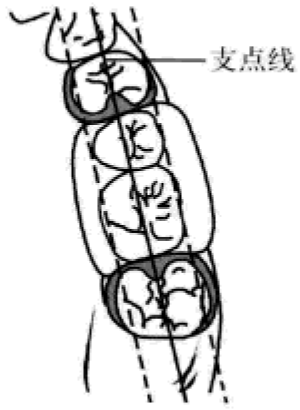


图 4-41　Kennedy 第三类义齿减小人工牙𬌗面的颊舌径对抗沿纵轴线的旋转

2. 增加平衡距

如在 Kennedy 第三类义齿加宽𬌗支托颊舌径，对抗沿纵轴线的旋转，或增加直接固位体，以及在 Kennedy 第四类义齿远离缺隙的基牙上放置间接固位体对抗义齿沿支点线（𬌗支托连线）发生的唇舌向旋转（见图 4-42）等。

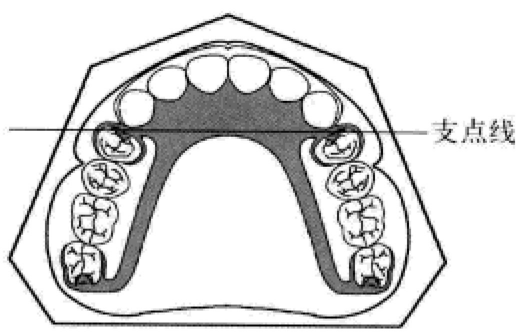


图 4-42　Kennedy 第四类义齿在远离缺隙的基牙上放置间接固位体对抗义齿沿支点线（𬌗支托连线）发生的唇舌向旋转

3. 制锁作用

改变就位道方向，利用义齿一端邻面基托的制锁作用，对抗义齿沿纵轴线的旋转（见图 4-43）。

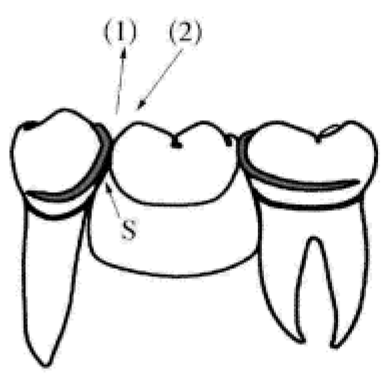


图 4-43　Kennedy 第三类义齿利用义齿一端邻面基托的制锁作用对抗沿纵轴线的旋转

（1）：义齿的脱位方向　（2）：义齿的就位方向　S：制锁区

4. 加大基托

将义齿的咬合载荷分散到尽量多的黏膜上，对抗义齿沿支点线旋转。

5. 减小侧向𬌗力

减小人工牙牙尖斜度，减小义齿功能状态下受到的侧向𬌗力，对抗义齿沿支点线旋转。

6. 调整咬合

消除咬合早接触点和𬌗干扰，减小义齿在咬合状态下沿支点线发生的旋转。

7. 采用分臂卡环增加义齿的抗旋转能力

利用分臂卡环的推式固位作用，对抗义齿沿支点线发生的旋转。

五、可摘局部义齿稳定的设计原则

1. 对角线二等分原理

应用对角线二等分原理在支点线的二等分处，作垂直于支点线的垂线，在该垂直线所通过的牙上增加放置间接固位体（见图 4-44），如支托、间隙卡环、邻间钩、切钩等。

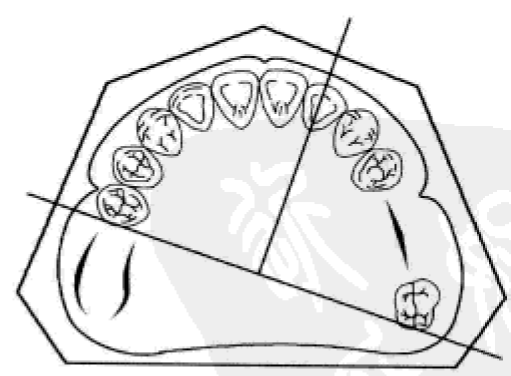


图 4-44　对角线二等分原理

2. 三角形原理

三点确定一个平面，因此应用三角形原理，按三角形放置固位体可以使义齿获得稳定的支持（见

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

图 4-45）。如在缺隙两端基牙上放置直接固位体，在缺隙对侧牙弓上选择基牙放置间接固位体，固位体连线形成一个三角形，可使义齿获得良好的稳定。

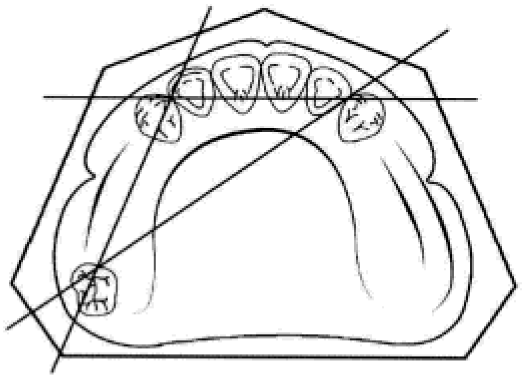


图 4-45　三角形原理

3. 四边形原理

应用四边形原理，按四边形放置固位体（见图 4-46）。如牙弓两侧均有缺隙，缺隙两端均有基牙时，在双侧缺隙两端基牙上均放置直接固位体，使固位体连线形成一个四边形，可使义齿获得良好的稳定。

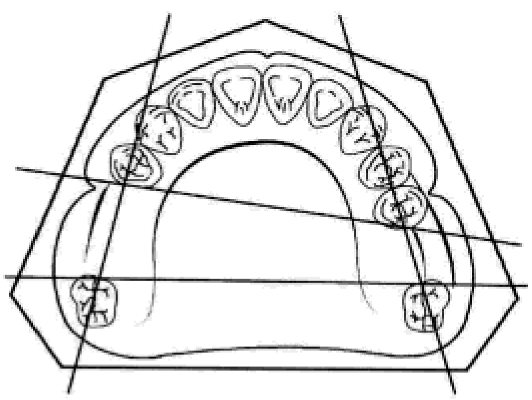


图 4-46　四边形原理

4. 固位体连线中心尽量与义齿中心一致

尽量使义齿固位体连线形成的平面的中心与整个义齿的中心一致或接近（见图 4-47），当支点线呈纵线式时，支点线的中心应与义齿中心基本一致。

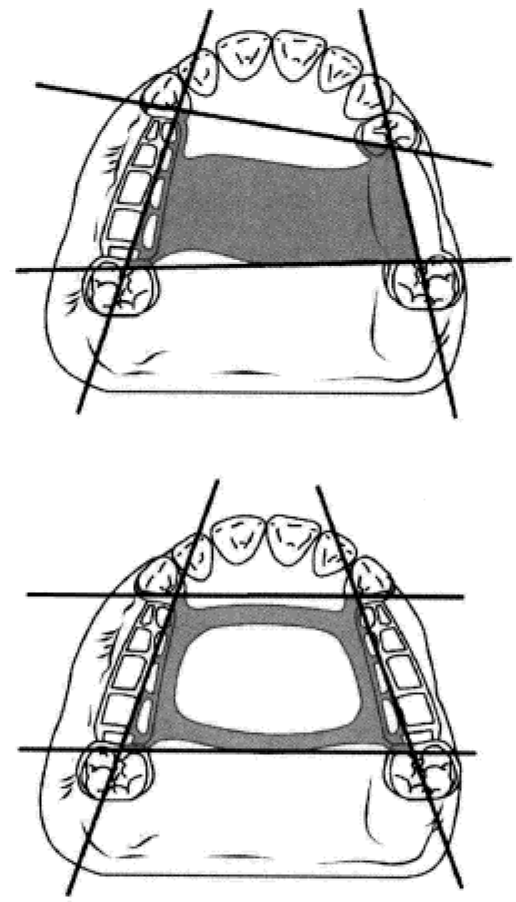


图 4-47　固位体连线中心与整个义齿的中心一致或接近

（胥　春）

参 考 文 献

1　Ahmad I. The effect of reducing the number of clasps on removable partial denture retention. J Prosthet Dent，1992，68：928.

2　Bates JF. Retention of partial dentures. Br Dent J，1980，16：171.

3　Bates JF. The mechanical properties of the cobalt-chromiu alloys and their relationship to partial denture design. Br Dent J，1965，119：389.

4　Becerra G，MacEntee M. A classification of precision attachment. J Prosthet Dent，1987，58：322.

5　Bezzon OL，Mattos MGC，Ribero RF. Surveying removable partial dentures：the importance of guiding planes and path of insertion for stability. J Prosthet Dent，1997，78：412-418.

6　Brudvik JS，Morris HF. Stress-relaxation testing. Part Ⅲ：Influence of wire alloys，gauges，and length on clasp behavior. J Prosthet Dent，1981，46：374-379.

7　Campbell SD，Weener H. The hinged-clasp assembly removable partial denture. J Prosthet Dent，1990，63：59-61.

8　Carr AB，McGivney GP，Brown DT. MaCracken's removable partial prosthodontics. 11th ed. St. Louis：CV Mosby Co，2005.

9　陈军，张富强. 卡环的研究进展. 国外医学口腔医学分册，2003，30：148-150.

10　Craig RG. Restorative dental materials.11 ed. St. Louis：CV Mosby Co，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2002.

11 Donald A, Mervyn F. Properties of a custom-made hinge clasp compared with a conventional circumferential clasp. J Prosthet Dent, 1996,75: 326-323.

12 Engelmeier RL. The history and development of the dental: Part Ⅰ. J Prosthodont, 2002, 11: 11-18.

13 M. Mahood. A laboratory examination of the behaviour of cast cobalt-chromium clasps. J Oral Rehabilitation, 1990, 17: 229-237.

14 葛起敏，张富强. 影响卡环固位力的因素. 口腔材料器械杂志，2001，10: 209-212.

15 Jay T. Bridgeman, Victor A. Marker, Susan K. Hummel, et al. Comparison of titannium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent, 1997, 78: 187-192.

16 John P. Vandenbrink, John F. Wolfaardt, M. Gary Faulkner. A comparison of various removable partial denture clasp materials and fabricationproc for placing clasps on canine and premolar teeth. J Prosthet Dent, 1993, 70: 180.

17 Kotake M. Fatigue resistance of titanium-nickel alloy cast clasps. Int J Prosthodont, 1997, 10: 547.

18 LaVere AM, Freda AL. A simplified procedure for survey and design of diagnostic casts. J Prosthet Dent, 1977, 37: 680-683.

19 LaVere AM. Clasp retention: The effects of five variables. J Prosthodont, 1993, 2: 126.

20 李力生，麦春，刘岩，等. 卡环弹性形变限度的测试与临床意义. 口腔医学纵横杂志，1995，15: 109.

21 Marei MK. Measurement (*in vitro*) of the amount of force required to dislodge specific clasps from different depths of undercut. J Prosthet Dent, 1995, 74: 258.

22 McGivney GP, Carr AB. MaCracken's removable partial prosthodontics. 10th ed. St. Louis: CV Mosby Co, 2000.

23 Michael D, Joseph E, George J, et al. Bend testing of wrought wire removable partial denture alloys. J Prosthet Dent, 1996, 76: 559-565.

24 Pekka K. Vallittu, Mika Kokkonen. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. J Prosthet Dent, 1995, 74: 412-419.

25 彭德馨，陈绍宝. 可摘局部义齿冠外直接固位体——卡环. 国外医学口腔医学分册，1987，14: 151-155.

26 Phoenix RD, Cagna DR, DeFreest CF. Stewart's Clinical Removable Partial Prosthodontics. 3rd ed. Carol Stream: Quintessence Publishing Co, 2003.

27 Sato Y. Clinical methods for adjusting retention force of cast clasps. J Prosthet Dent, 1999, 82: 557.

28 Sato Y, Yasuhiko Abe, Yoshitaka Yuasa, et al. Effect of friction coefficient on Akers clasp retention. J Prosthet Dent, 1997, 78(1): 22.

29 Sato Y, Yuasa Y, Akagawa Y, et al. An investigation of preferable taper and thickness ratios for cast circumferential clasp arms using. Int J Prosthodont, 1995, 8: 392-399.

30 Snyder HA. Effects of clasp flexture on a 4-META adhered light polymerized composite resin. Int J Prosthodont, 1991, 4: 364.

31 Soo S. Hidden clasps versus C clasps and I bars: a comparison of retention. J Prosthet Dent, 1996, 15: 622.

32 Stewart G. Clinical removable partial prosthodontics. St. Louis: CV Mosby, 1983.

33 汪文俊. 可摘部分义齿固位力的解析. 中华口腔科杂志，1986，21: 357-360.

34 王航译. 钴铬合金、钛及钛合金、金合金铸造卡环的变形疲劳. 国外医学口腔医学分册，1996，23: 249.

35 徐君伍. 口腔修复学. 3 版. 北京：人民卫生出版社，1994.

36 徐君伍. 口腔修复学. 4 版. 北京：人民卫生出版社，2000.

37 徐君伍. 口腔修复理论与临床. 北京：人民卫生出版社，2002.

38 肖茂春. RPI 卡环的改良设计. 华西口腔医学杂志，1997，15: 132.

39 张富强. 口腔修复学基础与临床. 上海：上海科学技术出版社，2004.

40 张富强. 附着体义齿. 上海：上海科学技术出版社，2005.

41 张德贵. 精密附着体可摘局部义齿. 国外医学口腔医学分册，1995，22: 339.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第五章　可摘局部义齿的设计

牙列缺损可摘局部义齿修复效果与医师根据牙列缺损修复体设计和口腔硬软组织状况，以及患者对牙列缺损修复提出的要求，医师与患者之间的沟通，修复治疗方案的制定和修复体制作等有着密切关系。为了可摘局部义齿能取得良好的功能，除修复体制作到达要求外，可摘局部义齿的设计起到关键作用。因此在熟悉前几章内容的前提下，有必要熟悉掌握可摘局部义齿设计的一些基本理念。

第一节　可摘局部义齿设计的基本原则

可摘局部义齿的合理设计以及修复体的精确制作，不仅能够恢复缺失组织的生理形态，而且能够恢复缺失牙的生理功能。如果设计不当，不但未达到恢复功能的要求，很有可能造成牙列中的其他牙齿及牙齿支持组织的损害。因此，可摘局部义齿的设计应遵循一定的基本原则。

一、义齿尽可能保护口腔软、硬组织的健康

除了在设计安放固位体部件以及对基牙和相关牙体组织做必需的牙体修整和牙体预备外，应尽量少磨或不磨牙体组织，充分利用基牙的天然倒凹和基牙之间的自然间隙安放卡环和支托。同时应该合理分配义齿支持组织的受力，避免可摘局部义齿设计和修复治疗过程对这些组织造成的损害。

(一) 义齿支持组织承受的力应符合生理状态

1. 合理分配基牙、基托下组织所承受的秴力

合理地设计固位体、基托、连接体，并选择牙尖斜度合适的人工牙，其目的是广泛均匀地分配秴力，使各基牙和牙槽骨上能较均衡地承受义齿传递的力，避免义齿的支持组织某单位面积上承受过大的负荷，超出其生理阈值，引起局部组织损害。

牙支持式义齿的设计原则是考虑到基牙已能承受缺牙区人工牙传递并分配的秴力，因此缺牙区基托下组织承受很少的力，其受力状况同固定义齿相似。黏膜支持式义齿的设计原则是考虑到牙列中余留的天然牙已无法承受除自身受力以外的任何附加外力，为尽可能减少余留牙的受力，因此缺牙区人工牙受到的秴力基本由基托下支持组织承担，同时还必须考虑到尽可能减轻基托下支持组织单位面积上的受力，需扩大基托面积，以保护口腔软硬组织。选择黏膜支持式义齿时，也要考虑缺牙区牙槽嵴支持能力的大小，如牙槽骨形态、质量；缺牙区长度；覆盖组织的厚度和结构特性等。混合支持式义齿的设计原则是考虑到牙列中的余留牙及缺牙区支持组织均能承受缺牙区人工牙传递的秴力，因此在义齿设计中如何合理分配秴力是设计的关键。选择混合支持式义齿时，除考虑基牙、缺隙区黏膜和牙槽骨的潜在能力外，重要

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的是如何分布功能状态下受到的负荷，合理传递到基牙和牙槽嵴支持组织之间。如基牙条件好、牙缺失区牙槽嵴条件欠佳，则可以考虑在基牙上设计固位、稳定性较好的卡环类型，缺牙区受到的𬌗力主要由基牙承担，基托下组织起分散𬌗力作用，尽量减少施加在牙槽骨组织上的力。如基牙牙周条件欠佳，而缺牙区牙槽骨丰满、黏膜致密，此时基牙上固位体的设计则应考虑减轻基牙受力的卡环类型，而要扩大基托面积，大部分𬌗力由基托下组织承担，基牙所承担的𬌗力应该减小。可摘局部义齿修复缺损牙列后恢复了缺失牙的功能，而且基牙及缺牙区支持组织分散了传递的𬌗力，又不超越其承受能力，这对口腔硬软组织保护起到积极作用。

2. 减轻孤立牙和错位牙的受力

在牙列缺损中，由于牙缺失后未及时修复，会造成邻牙倾斜，对𬌗牙伸长，这些倾斜的牙承受𬌗力的能力较弱，在正中咬合时受到的垂直力，也会转化成侧向力。正常牙在受到大小相等的垂直向（轴向）力与侧向力时，后者引起的牙齿位移是前者的 2~5 倍，即牙齿在受到垂直力作用时产生轻微的位移，而同样大小的侧向力则会引起牙齿倾斜移动，并会损伤牙周组织。如可摘局部义齿设计中在倾斜的牙上放置直接或间接固位体，这都会加大牙周支持组织受力，不利于组织健康。因此在可摘局部义齿设计中应慎重在此类牙上放置固位体。对于天然牙其近远中都存在缺牙区的孤立牙，在可摘局部义齿设计时，该牙上是否能放置固位体或𬌗支托，应视义齿的整体设计和该牙承受𬌗力的能力而定。其原则为孤立牙承受的𬌗力不能超越生理阈值，这对孤立牙的牙周支持组织保护起着关键作用。另外，向近中或颊舌向倾斜的第三磨牙位于牙弓的末端，以融合根为多，牙周膜面积略小于尖牙，在可摘局部义齿设计中为分担缺牙区人工牙的𬌗力，有时会选择此类基牙做义齿的支持点，以减轻基托下支持组织的受力。

（二）义齿组成部分应尽可能不影响自洁作用

现代可摘局部义齿的设计观念是在义齿必须有良好的固位和稳定，坚固耐用的基础上，提出"口腔卫生原则"，即口腔的自洁作用。主张义齿设计简单、灵巧，强调可摘局部义齿戴入口内，其可摘局部义齿的组成部分不应影响食物流对牙龈的清洁和按摩作用。很明显，修复体的部件，如卡环固位臂、平衡臂会影响天然牙的牙冠外形，连续性舌臂和舌板以及基托会影响牙齿舌侧的形状，这些都会影响修复体戴入口内后的自洁作用，而且可摘局部义齿与硬软组织的接触面，如不注意清洁，都会造成菌斑的黏附，菌斑是龋病和牙周病发病率增加的最重要因素之一。因此，有效防止菌斑黏附于基牙和义齿表面，是义齿设计中必须要考虑的问题之一。如卡环与基牙牙体接触面积应尽可能减小，而且两者之间需保持紧密的接触，卡环和支托表面应光洁圆滑，与基牙牙体接触的边缘线也应流畅、起伏自然而连续；修复体各部件的组织面应与所接触的口腔中软、硬组织密合，一方面利于固位，另一方面防止食物残渣滞留，以及软垢形成，变成滋生细菌的培养皿；同时义齿的基托应尽量按设计要求做到边缘伸展充分，封闭良好；支架设计应简洁，舌、腭杆放置应不妨碍舌及咀嚼肌群的生理运动；避免不必要的牙龈覆盖（见图 5-1）；修复体各部件的磨光面应高度抛光，边缘圆滑易清洁；修复体形态应与口腔软硬组织协调，尽可能保持原有的口腔自洁作用不被破坏。



a. 暴露龈缘组织　　b. 覆盖龈缘组织

图 5-1　腭侧支架与龈缘处关系

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（三）防止义齿不稳定因素对组织的损伤

承受和分担咀嚼殆力的可摘局部义齿支持组织其可让性存在差异，如牙齿悬吊在牙槽窝内有一定的可动度，但其可动度量很小。而覆盖在缺牙区的软组织，在受力时的可让性明显大于基牙受力时的位移量，同时覆盖在口腔硬腭区的黏膜与非硬区黏膜的可让性也存在差异，因此在受力时义齿无法均匀下沉，支持组织可让性小的区域容易形成支点，造成义齿不稳定性。如可摘局部义齿修复末端游离缺损牙列后，义齿行使咀嚼功能时其支持组织，即基牙和缺牙区牙槽嵴被覆盖的软组织区域会发生不均匀位移，而造成义齿的不稳定现象。为防止义齿的不稳定性对基牙及基托下组织的损伤，在修复体设计时，对可能形成的支点的对侧放置间接固位体，而且放置的位置离支点越远越好，这样可以有效地利用杠杆原理增加阻力臂，减小力臂。同时需选择合适的大连接体连接两侧牙弓，相互制约，相互均衡，起到良好的水平支撑作用。另外应注意义齿下沉性不稳定现象，修复体使用一段时间后，缺牙区牙槽骨和覆盖的软组织会吸收和萎缩，此时基托与黏膜之间出现间隙，应及时有效地对基托组织面进行加衬，以防止义齿下沉造成基托下组织创伤。同时由于支持组织之间存在可让性的差异，当游离端义齿基托下软组织产生位移时基牙上所受的殆力远远大于基托下组织，其末端基牙所受的扭力最大。因此设计固位体和连接体时必须考虑有足够抵抗对基牙产生扭转力的能力，尽可能保护基牙的健康。

（四）固位体不能增加基牙负荷

卡环是由进入牙体倒凹区的弹性固位臂和位于对侧非倒凹区的对抗臂组成，对抗臂能抵御固位臂进入或移出倒凹区时对牙体产生的侧向力，以防止对基牙造成不利影响，因此除义齿在行使咀嚼功能或摘戴时以外，卡环任何部件不应对牙体产生任何压力，也就是指静止状态下，卡环不应对基牙有力的作用，这有利于基牙牙周组织的健康。一副可摘局部义齿的固位力必须大于义齿在行使功能状态时产生的脱位力，才能发挥良好的作用，但要防止为取得良好的固位力而对基牙施加过大的力，或者就位后非功能状态下基牙仍受到外力的作用。因此一副可摘局部义齿的固位力与卡环的数目、卡环臂的直径、形状，其材料的机械性能和基托的面积、范围与形式等密切相关。值得注意的是在义齿设计，固位体放置及固位类型选择时，应根据基牙健康状况、牙周膜面积而定，不能过分强调义齿的固位而忽视了卡环本身对基牙产生的潜在损害。同时在对修复体设计时必须考虑容易摘戴，在义齿初戴时应该认真调节固位力，方便可摘局部义齿就位与取出，避免修复体不易摘戴而造成口腔组织的损害。

二、义齿应有良好的固位与稳定

（一）义齿应达到良好的固位力

可摘局部义齿的固位力主要来源于义齿的部件与天然牙之间产生的摩擦力、基托与黏膜之间产生的吸附力、表面张力和大气压力，对下颌义齿来说还存在义齿重力。义齿必须有良好的固位力才能恢复因缺失牙而丧失的功能，如何调配可摘局部义齿固位力组成中的摩擦力、吸附力、大气压力及重力是值得考虑的问题。一般来讲牙支持式义齿的固位力由固位体提供；黏膜支持式义齿的固位力除由固位体提供外，吸附力也起到调节固位力的作用；而混合支持式义齿的固位力视牙列缺损类型和缺牙后邻近基牙及缺牙区软硬组织健康状况而定，在考虑保护口腔硬软组织的条件下来调节摩擦力和吸附力的所占比率。因此可摘局部义齿固位力设计

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

时应考虑以下基本原则：

1. 固位力大小选择

一般而言，单颌可摘局部义齿的固位力应该在0.8~1.5 kg之间，此固位力能抵御义齿在行使功能状态下所产生的脱位力，特别在咀嚼黏性食物或瞬间产生过大的侧向力。

2. 固位体数目选择

单颌可摘局部义齿卡环数目一般在2~4个之间。在个别情况下，如卡环数目小于此范围，单颌修复体只能安放一个固位体时，必须考虑采用其他方法来增加固位力，如扩大基托面积增加吸附力等。另外，卡环数目大于此范围，很容易造成固位力过大，引起修复体摘戴困难。

3. 基牙选择

从固位力而言，理想的基牙牙冠的外形应有明显的倒凹区和非倒凹区之分，这有利于固位体的固位臂进入倒凹区，发挥有效的固位作用。同时基牙的支持组织健康也是基牙选择条件另一关键因素。如果从基牙牙周组织健康的单一条件考虑，一般磨牙为优先考虑的基牙，其次为尖牙、前磨牙。

4. 固位体选择

固位体类型与固位力有直接关系，因此在固位体类型选择时应该考虑多种因素。卡环类型应根据适当调整基牙的倒凹后所绘制的观测线来选择，这样有利于固位和稳定；卡环臂进入基牙倒凹区的深度应根据模型观测线而定，不宜过深，不应超过卡环金属材料的弹性限度，避免摘戴时产生过大的侧向力和扭力；有时应该充分利用卡环组合，即利用各类型卡环的优势加以组合应用，以保证足够的固位效果。

5. 固位体制作方法选择

根据修复体的固位力可以选择不同的金属材料整体铸造固位体，也可选择冷弯金属丝制作固位体，或可以采用基牙一侧为铸造而另一侧为冷弯金属丝制作固位体，这都取决于义齿所需的固位力和基牙牙冠的固位型而定。通过固位体的制作方式来调节固位力。

6. 固位体位置选择

固位体位置选择是指根据牙列缺损类型不同，固位体安放位置亦有不同，一般在修复体设计时，除个别牙缺失或牙弓中牙列单侧缺损固位体需做单侧设计外，其他均考虑固位体尽量越分散越好，尽可能安放在牙列的两侧，起到相互制约作用，达到较好的义齿固位效果。

7. 就位道选择

固位力的调节可以通过改变义齿的就位方向来实施，就位道的改变可以调整基牙倒凹的深度和坡度，从而选择合适的固位体和利用制锁作用来增减固位力。

（二）义齿应达到良好的稳定性

可摘局部义齿的稳定是指义齿在行使功能中，不发生翘动、摆动、旋转和下沉等现象。修复体能抵御垂直向和侧向的殆力，保持义齿的稳定性，同时也有利于义齿的固位，有利于咀嚼功能的发挥。如义齿存在不稳定现象不仅会影响生理功能，而且会造成口腔软硬组织的损伤。因此，义齿的稳定是发挥功能的先决条件，在修复体设计中应考虑的稳定性设计基本原则如下：

1. 作用力与平衡力达到平衡

在可摘局部义齿设计时应考虑到修复体戴入口内后，食物的黏附力，上颌义齿因地心引力，咀嚼时的殆力等都会引起义齿支持组织的位移，造成义齿不稳定现象。因此必须考虑引起义齿不稳

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

定性的作用力与抵抗此力的平衡力两者尽可能达到平衡，也就是说当义齿在行使功能时有不稳定现象出现，此时必须有对抗力来减低或消除这种不稳定现象。如单颌牙列缺牙数目多，缺牙区在余留牙的近中或远中，在近缺牙区邻牙放置直接固位体，而离直接固位体的远处放置间接固位体，由于缺牙数多，此时直接固位体至基托的末端与直接固位体至间接固位体之间的距离存在差异，即作用力与平衡力力矩之间不平衡，在受力时易引起义齿下沉或翘动等不稳定性。因此通常需考虑到平衡力尽可能放置在义齿支点远处或支点线的对侧，以对抗作用力即秴力，使义齿保持平衡，这样可减低义齿不稳定性。

2. 对抗措施

增加或使用可摘局部义齿某些组成部分来对抗义齿不稳定现象。如增加间接固位体，增加平衡力量；扩大基托面积，增加吸附力来对抗义齿可能出现的摆动或翘动；选择牙尖斜度小的人工牙或通过调秴来降低在咀嚼过程中的侧向秴力；尽量选择双侧设计，采用刚性较好大连接体，起到义齿的水平支撑等作用，来达到义齿的稳定。

3. 消除支点

可摘局部义齿的部件与口腔硬组织之间形成的支点而引起义齿不稳定时，当此支点去除后，义齿不稳定的现象也会消除。如可摘局部义齿个别秴支托在咀嚼时会形成支点，尤其是单颌修复体只设计单个秴支托时更易引起义齿摆动、翘动、下沉不均匀等不稳定现象，当去除该秴支托后，义齿即刻能达到较好的稳定性。另外，基托下的骨突、骨尖、硬腭区的明显骨隆突等，当义齿基托下沉时也会引起支点，造成各种不稳定现象，如对这些区域的基托组织面进行缓冲，也就去除了支点，减少义齿的不稳定性。同时要注意消除黏膜支持式义齿下沉时，基托与牙体外形高点处形成的支点。

三、义齿应与生理性秴关系协调

牙列缺损会不同程度地影响咀嚼功能，有时牙列单侧缺损或后牙缺失，使患者偏侧咀嚼或下颌前移咀嚼。长期不协调咀嚼方式会导致左右侧颞颌关节运动不对称，咀嚼肌收缩力不协调以及面部不对称等。因此可摘局部义齿不仅修复缺失牙的形态，更重要的是恢复咬秴功能，以及秴、颞下颌关节、咀嚼肌三者之间构成的口颌系统协调性。因此在修复体的设计中应考虑以下因素：

（一）建立协调的秴关系

单个牙缺失、单颌牙列多数牙缺失、上下颌牙列对应缺失等在人工牙排列时，人工牙与对秴牙的接触关系应建立在患者自身生理状态下的最广泛的牙尖交错秴上，使修复体戴入口内，牙列在正中咬合时，上下颌人工牙与对秴天然牙或人工牙与人工牙之间有最广泛的尖窝接触关系，这样不仅咀嚼效率会随着接触点数目的增加而提高，而且由于参与咬合的牙齿的牙周感受器增加，有助于尽快达到神经与咀嚼肌之间的功能协调。

修复牙列缺损时应参考患者的咬合状态，尽可能人工牙与对秴牙的接触是建立在与患者咀嚼肌群、颞下颌关节相协调的秴关系上。如前牙个别牙缺失，人工牙的调整可参照邻牙的咬合关系，需做前伸秴运动的调整，使其与邻牙的秴运动协调。若前牙多数牙缺失，则需考虑前伸切道斜度，即前牙弓的弧度和覆秴覆盖度，同时注意调整侧方咬合运动和尖牙的位置关系，避开侧方秴干扰。如个别后牙缺失，人工牙的咬合调整只需与邻牙协调，与对秴牙有良好接触关系即可。而多个后牙缺失时，在保证与对秴牙正中秴位时的广泛均匀的秴接触情况下，还需注意横秴曲线和纵秴曲线以及秴运动的协调性。这样才能使人工牙建立在协调的符合患者

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

自身的殆关系上。

（二）完善的咬合调整

可摘局部义齿的人工牙在咬合调整时应该达到与对殆牙的咬合关系相协调，这样有利于余留牙与其他支持组织的健康。如咀嚼时人工牙与对殆牙存在早接触或殆干扰，此时咀嚼肌群会即刻作出反应，降低咀嚼肌的收缩力，避免咬合创伤，但同时咀嚼效能明显下降。如修复体的一侧人工牙咬合偏高时，同样也会造成该侧的咀嚼肌收缩力减小，而在另一侧，咀嚼肌的收缩力会增大，如果此咬合状况不即时做咬合调整，随义齿使用时间的推延，会形成异常咬合状态，无法恢复良好的咀嚼效能。因此，修复体戴入口内必须做完善的咬合调整，这不仅是咀嚼肌发挥最佳功能的前提，而且正确的咬合接触还是髁突保持正常位置的依靠。因为咬合过高或过低，都会引起髁突位置相应的前移或后退，从而引发颞颌关节病。

（三）消除殆干扰

殆干扰的概念通常是指正中殆与正中关系殆间的接触关系不稳定，如在前伸咬合时，上颌后牙牙尖的远中斜面与下颌后牙的牙尖的近中斜面有阻碍，在侧方咬合时非工作侧上颌后牙舌尖的颊斜面与下颌后牙颊尖的舌斜面有阻碍，以及伸长牙引起咬合运动阻碍等。殆干扰可以导致咬合创伤，引起牙周组织损害，相关咀嚼肌的疼痛，颞颌关节功能紊乱，甚至可能引起头、颈、肩部肌肉疼痛，耳鸣、目眩、视力模糊等症状。随着缺失牙数目的增加，缺牙时间的延长，殆干扰的发生率也大大增加。因此对于在咬合运动时造成殆干扰的天然牙在修复治疗前必须予以调整，如调殆、修整牙冠的外形、拔除伸长牙、对伸长牙做根管治疗后再截冠，用全冠恢复牙冠高度等方法。

总之，可摘局部义齿修复牙列缺损后，上下颌牙列需保持良好的咬合接触关系并且与患者牙列有协调的横殆曲线和纵殆曲线，达到咬合运动的协调性。

四、义齿应符合审美的要求

人体的外部形态，以矢状面为基准，呈自然的对称状态，而五脏六腑虽不对称，但符合均衡的原则。因此在修复体设计中应遵循对称原理，保持高度的稳定性，体现匀称、整齐、庄严、安稳的审美感受。同时在某些情况下，也应体现均衡原理，突出其灵活性，使一件物体有“静中趋动”的特征，增加活力感。

一般来讲，口腔中每个牙齿与对侧的同名牙，无论形状、大小、颜色、体积、解剖结构及颈缘位置基本都是对称的。因此在修复个别牙缺失时，应参照对侧同名牙。如果缺牙间隙不对称，可采用倾斜、扭转、重叠等方式将人工牙做适当的调整，以达到与对侧同名牙以及邻牙的对称和协调。

若多数牙缺失尤其是前牙区天然牙缺失，必须考虑患者的牙弓、剩余牙列、脸型、肤色、年龄等多种因素来选择人工牙。同时要注意人工牙与人工牙或者人工牙与天然牙之间的比例关系。“比例”是指一件事物的整体与局部，以及局部与局部之间的关系，比例匀称，才能衬托出符合患者的个性，因此在前牙区选择人工牙时应按中切牙、侧切牙、尖牙的一定比例关系，尤其是中切牙的选择一定要根据患者脸型，牙弓形态等，使其符合个性要求，达到自然审美要求。同时对缺牙区的近远中径、切龈距离、人工牙与邻近天然牙的颈缘线也要考虑自然和协调。“协调”是美的一种比较高级的形式，又称为“多样统一”。它是把多种因素有机地组合在一起，杂而不乱，既有序又活泼。它整合对称、平衡、对比、比例、主次等诸因素，从差异、对立转化为协调一致，体现了事物的多样性、统一性，有“不齐之齐”的审美效

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

果。因此在修复治疗过程中，不能片面追求理想化的牙列外形，修复体戴入口内后所达到的自然协调性在于与个体的年龄、面型、唇部特征、肤色、牙齿的颜色等个性化因素的统一考虑。前牙区多数牙缺失可摘局部义齿修复时为达到患者对人工牙的选择和排列的认可，临床还需通过试戴和调整，在最大程度上使修复原则与个体特殊需求达到统一和共识，做到真正的体现自然美的效果。

另外，人工牙颜色的选择，可以借鉴“对比”的原则，通过人工牙色板来对比邻近天然牙和对殆牙的颜色或者对比肤色（多数前牙缺失），以达到人工牙的颜色与患者自身条件的协调性。因此有些患者片面追求人工牙的颜色要白，认为越白越美，反而会失去真实感，会造成强烈对比，并衬托出与邻牙或对殆牙颜色的不匀称性。所以从审美角度考虑，修复体的人工牙应该与口腔软硬组织颜色协调，以达到自然与和谐的统一，符合人类对审美的要求。

五、义齿应坚固耐用

可摘局部义齿戴入口内后每天大约要承受百次以上大于 10 kg 的咀嚼压力，因此修复体必须坚固耐用，以承受咀嚼时的殆力，有效地行使功能。在修复体设计与制作中必须考虑各组成部分的坚固性，在殆力的作用下大连接体、基托、殆支托等不变形、不折断；人工牙与树脂基托或树脂基托与金属支架之间不折断、不分离；固位体在反复摘戴中不变形不折断等。同时制作义齿的材料应具有良好的耐腐蚀性，在口腔 pH 值变化以及多种微生物存在的情况下，制作修复体的材料不应该产生腐蚀。同时，修复材料应具备均匀耐腐蚀性，尽量避免细菌腐蚀和点蚀的发生，以免造成修复体的质量下降，以及不良的过敏反应。

第二节　可摘局部义齿的分类设计

许多学者对牙列缺损提出了各种分类方法，目的是为了能讨论各种牙列缺损的特点以及如何进行修复设计。临床上针对一位牙列缺损患者能提出几套修复设计方案，在设计中主要围绕牙列缺损特点，采用何种义齿支持形式，采取何种固位和稳定方案以及修复体整体结构等方面进行考虑。同时临床上还需了解在同一种类型的牙列缺损，根据患者口腔内的缺牙区邻近牙齿的健康状况、缺牙区软硬组织状况、上下颌咬合状况等会有不同设计方案。但不管何种牙列缺损类型以及患者自身条件，都需遵循前面已叙述的可摘局部义齿设计的基本原则。本章以 Kennedy 分类法来讨论每一类缺损类型的设计要点。

一、Kennedy 第一类缺损

（一）缺损特点

此类牙列缺损，缺牙区远中无天然牙存在，因此在义齿的远中端无法获得良好的支持。同时缺牙区覆盖的黏膜组织有一定的可让性。这些会造成义齿基托在受力时软组织被压缩，义齿基托下沉。同时缺牙区缺牙数目的不同，可形成对称性缺损和不对称缺损、有亚类缺损和无亚类缺损以及牙槽骨吸收状态和缺牙区邻近牙弓健康状况的不同等都会形成每位病例特有的缺损类型。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(二) 义齿设计要点

1. 义齿支持形式的设计

Kennedy 第一类系列缺损中如前磨牙及磨牙区部分牙齿缺失，缺牙区邻近天然牙牙体及牙周支持组织健康，缺牙区牙槽骨吸收不明显，一般可采用混合支持式义齿修复牙列缺损。𬌗力可以由基牙及缺牙区基托下的支持组织共同承担。如前磨牙及磨牙全部缺失，或多数后牙缺失，以及缺牙区邻近牙齿的牙周支持组织有吸收，临床预测缺牙区邻近牙齿无法承担过多𬌗力时，应采用黏膜支持式义齿修复此类牙列缺损，在义齿修复牙列缺损后，𬌗力由基托下的支持组织承担，以减少基牙受力，防止基牙牙周组织再次损伤。

在义齿设计时采用哪种义齿支持形式，主要视基牙及缺牙区组织承受𬌗力的能力决定，因此需考虑二者的受力状况。

2. 固位和稳定的设计

由于此类缺损为双侧末端游离缺失，义齿的支持形式设计有两种，混合支持式和黏膜支持式，此两种支持形式义齿的固位力来源于固位体摩擦力和基托、大连接体的附着力和黏着力。通常缺牙区的缺牙数对固位力设计起着一定作用，如缺牙数较少一般采用混合支持式义齿设计，其固位力主要来源于固位体；而缺牙数较多，余留牙较少，采用黏膜支持式义齿的固位力，基托的吸附力和黏附力起着重要作用。但是这两种支持形式义齿的两种固位力都起到互补作用，以增加义齿的固位效果。

Kennedy 第一类义齿的稳定性设计比较重要，此与缺损类型的特点有关。如果修复体设计时未充分考虑到防止义齿翘动、摆动、旋转等不利因素，义齿在修复牙列缺损后，咀嚼食物时会损伤支持组织，无法很好恢复咀嚼功能。因此稳定设计中必须考虑有效措施，如增设间接固位体，末端基牙的远中面制备导平面，增加基托面积，减少人工牙数，降低人工牙牙尖斜度等方法。

同时在采用混合支持式设计时，应避免义齿部分结构与牙体和基托下骨突之间形成支点，如固位体的𬌗支托和卡环体与明显的腭隆突等。当义齿受力时基托下组织被压缩，形成位移，此时上述部分与硬组织（基牙、骨）之间会形成支点，影响义齿的稳定性。因此应考虑到如何去除支点，同时增加平衡点，消除因支点造成的不稳定因素。另外此类缺损远中无基牙支持，末端基托受力后容易下沉，因此可以采取加压印模，以防止义齿下沉时形成不稳定现象。同时也应考虑到可摘局部义齿修复末端游离缺损后，缺牙区所受到的𬌗力以及增龄性变化，牙槽骨仍会有部分的吸收，特别在多数后牙缺失病例中此现象更为明显。随着牙槽骨的不断吸收，原义齿的稳定性会受到破坏，此时造成下沉不稳定表现，同时下沉不稳定现象又会加快牙槽嵴的吸收。因此应该定期复查，如义齿各部件无损坏的情况下，可在基托组织面加衬，消除下沉引起的不稳定现象。总之应该保持义齿的基托在功能状态下与支持组织有良好的接触关系，以保证基托下组织提供足够的承受𬌗力的能力。

(三) 支持组织受力的设计

1. 基牙牙周组织的受力

基牙的选择要根据其在咀嚼时自身咬合受力与义齿传递的𬌗力，两者之和是否会超越基牙耐受的阈值。同时也应该考虑到所受的力是否会对基牙形成扭力。一般讲，修复末端游离缺失的可摘局部义齿，因基托受力后向缺牙区位移，直接固位体会对基牙产生扭力。因此在基牙上安放近中𬌗支托比远中𬌗支托更有利于基牙的健康，在咀嚼运动时，对基牙造成的扭力小。

当𬌗力加于远中游离鞍基，使基托向龈向移位，近中𬌗支托形成的运动弧的曲率半径比远中𬌗支托形成的运动弧的曲率半径要大，远离运动弧中

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

心的区域运动幅度要小，因此采用近中𬌗支托，功能运动状态下，基牙远中部分，即基托末端下沉程度小，造成组织受压小（见图 5–2）。

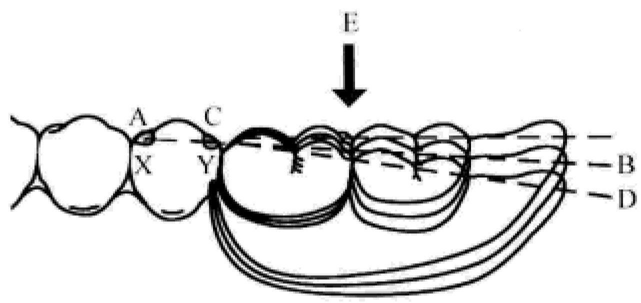


图 5–2　近中𬌗支托 X 的运动弧 AB，远中𬌗支托 Y 的运动弧 CD，E 龈向作用力

在基牙上设计近中𬌗支托，而且卡环设计远中固位臂（见图 5–3），这样可以较有效地对抗𬌗向脱位和侧向移位，因为当义齿受外力作用𬌗向脱位时，义齿则沿近中𬌗支托旋转而离开支持组织，卡环的固位臂则紧贴基牙和远中倒凹区，以抵抗义齿𬌗向脱位，而近中𬌗支托和小连接体及卡环体又有对抗义齿侧向移位的作用。相反，如设计远中𬌗支托和近中固位臂的卡环设计（见图 5–4），义齿受𬌗向脱位力的作用时，基托则沿远中𬌗支托旋转，离开支持组织，利用基牙近中倒凹固位的卡环臂则向龈方移动脱离固位区，不能有效抵抗义齿的𬌗向移位。此时，应采用间接固位体，以对抗脱位力，起到平衡固位力和作用力的作用。

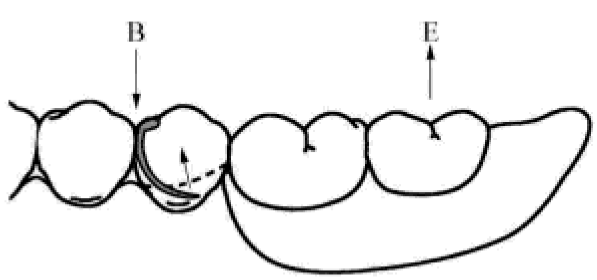


图 5–3　近中𬌗支托伴远中固位臂
B：𬌗力　E：𬌗向脱位力

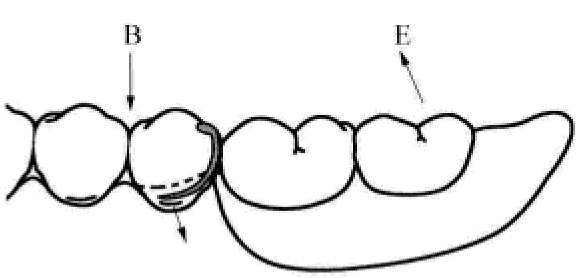


图 5–4　远中𬌗支托伴近中固位臂
B：𬌗力　E：𬌗向脱位力

另外，针对余留牙牙周条件欠佳，而选作可摘局部义齿基牙时可选择单臂、双臂、杆型等卡环，基牙上不安放𬌗支托，使基牙不分担缺牙区传递的𬌗力，𬌗力经人工牙、基托传导至牙槽骨。由于后牙承受𬌗力最大，此时应考虑尽可能扩大基托面积，采取减小𬌗力的措施，起到减轻基牙负担的作用，同时减小牙槽骨单位面积上的压力，防止𬌗力对基托下组织造成创伤。

2. 牙槽嵴的受力

设计黏膜支持式义齿，在𬌗力的作用下，基托下软组织被压缩，引起基托下沉，造成黏膜压痛，或形成溃疡。而且𬌗力持续作用可加速牙槽嵴吸收。同时义齿下沉又可导致𬌗接触不良，影响咀嚼效能。因此，为保护牙槽嵴的健康，缓解其吸收速度，必须采取相应的措施：① 减少人工牙的数目。当上下颌相对应的末端后牙都缺失，如第二磨牙，此时可以不修复，以减短牙列长度，减少游离鞍基的长度，减轻𬌗力。② 降低人工牙的牙尖高度，减小人工牙的颊舌径，加大食物溢出道。③ 在不影响口腔组织功能活动的情况下，适当增加基托面积，分散𬌗力，减少牙槽骨单位面积上所承受的负荷，使牙槽骨承受生理性刺激，减缓牙槽嵴的吸收。

（四）病例设计

以下病例上下牙列均为左侧第二磨牙至右侧第二磨牙。

1. 上颌肯氏 I 类缺损

（1）7|7 缺失，基牙牙周组织健康

可设计为混合支持式义齿，义齿可以做单侧设计或双侧联合设计（见图 5–5）。

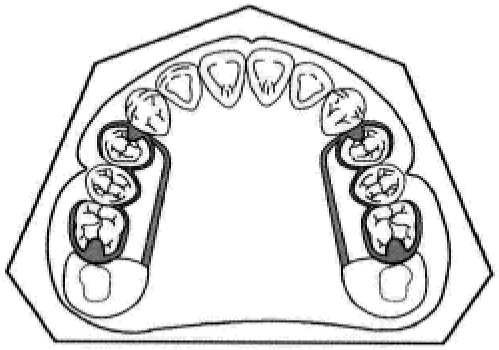
设计要点：

① 6|6 放直接固位体，卡环类型为三臂卡。

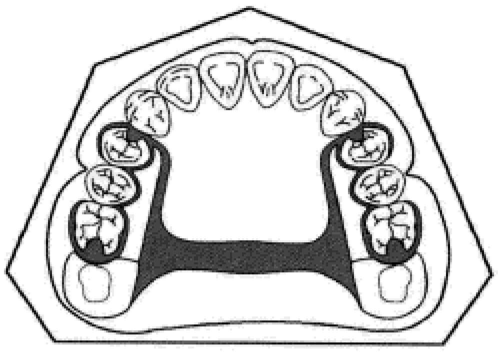
② 43|34 之间安放间接固位体。

③ 单侧设计，应用侧腭杆连接义齿各组成部

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 单侧设计



b. 双侧设计

图 5-5　7 | 7 缺失义齿设计图

分，义齿体积小，舒适，易适应。

④ 如果后牙区牙弓较短，而且基牙较短，固位型不佳，此种情况应双侧联合设计，由后腭杆连接两侧缺牙区。

（2）76 | 67 缺失，采用双侧联合设计的混合支持式义齿（见图 5-6）

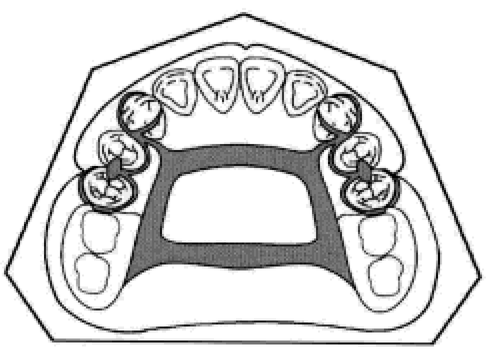


图 5-6　76 | 67 缺失义齿设计图

设计要点：

① 5 | 5 放直接固位体，为双臂卡，54 | 45 联合𬌗支托，5 | 5 远中邻面导板。

② 间接固位体放置在 3 | 3 的舌隆突上或 43 | 34 之间。

③ 采用前、后腭杆加侧腭杆将义齿连接为整体。

（3）765 | 567 缺失，采用双侧联合设计

若基牙条件好，设计混合支持式义齿，否则设计为黏膜支持式义齿（见图 5-7）。

设计要点：

①　混合支持式义齿

A. 4 | 4 置直接固位体，采用近中𬌗支托，远中邻面导板。

B. 双尖牙至前牙区放置连续性腭板，起间接固位体作用。

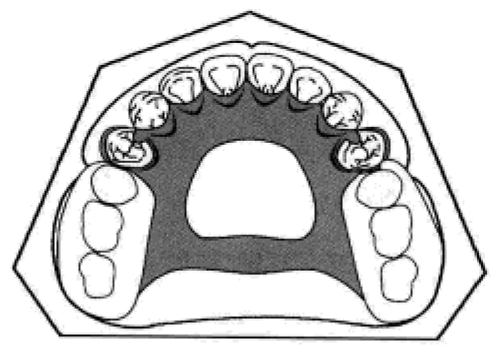
C. 用后腭杆将义齿连接为整体，并适当扩大后腭杆和基托面积起分散𬌗力作用。

② 黏膜支持式义齿

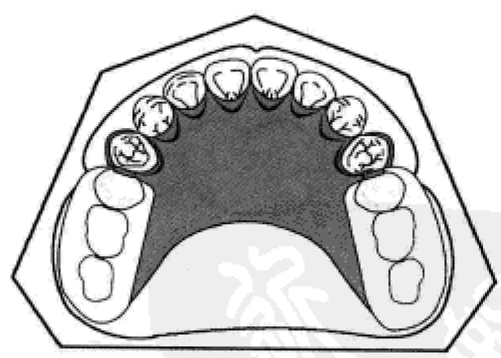
A. 4 | 4 放置单臂卡环，腭侧基托对抗，远中加邻面导板。

B. 扩大腭基托面积，分散𬌗力，并通过吸附力起辅助固位作用。

C. 腭基托前缘覆盖前牙舌隆突，起间接固位作用。



a. 混合支持式义齿设计



b. 黏膜支持式义齿设计

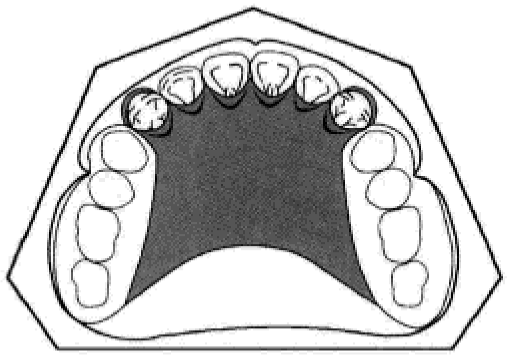
图 5-7　765 | 567 缺失义齿设计图

（4）7654 | 4567 缺失，黏膜支持式义齿设计（见图 5-8）

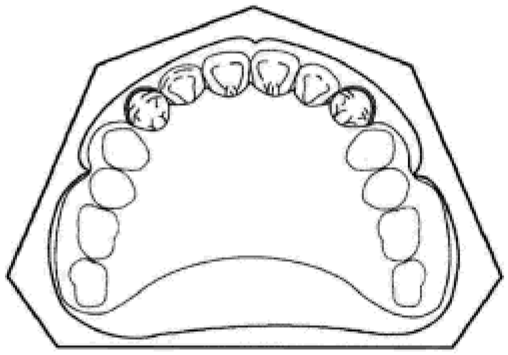
设计要点：

① 3 | 3 上放置直接固位体，可采用铸造或冷弯单臂卡环。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 铸造基托设计



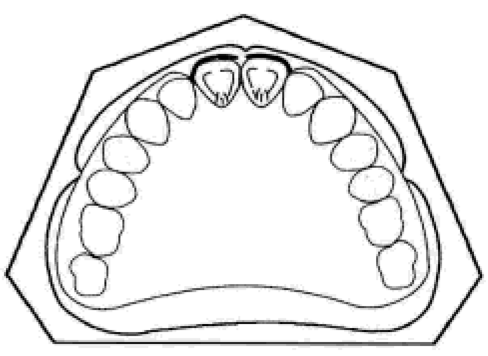
b. 树脂基托设计

图 5-8 7654 | 4567 缺失义齿设计图

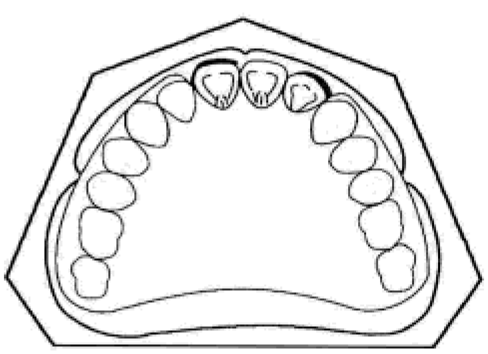
② 尽可能扩大基托范围，起分散𬌗力和辅助固位作用。

（5）765432 | 234567 缺失，及 765432 | 34567 缺失，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5-9）

设计要点：



a. 7-2 | 2-7 缺失义齿设计图



b. 7-2 | 3-7 缺失义齿设计图

图 5-9 全腭覆盖黏膜支持式义齿设计图

① 1 | 1 或 1 | 2 放置单臂卡，以减少基牙的受力。从美观考虑可采用杆型卡环或冷弯卡环。

② 尽可能扩大基托面积，以分散𬌗力，保护基牙，并起辅助固位作用。

（6）765 | 7 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-10）

设计要点：

① 4 | 6 放置直接固位体，近中𬌗支托，并在远中置邻面导板。

② 3 | 4 放置间接固位体。

③ 采用前后腭杆加侧腭杆连接。

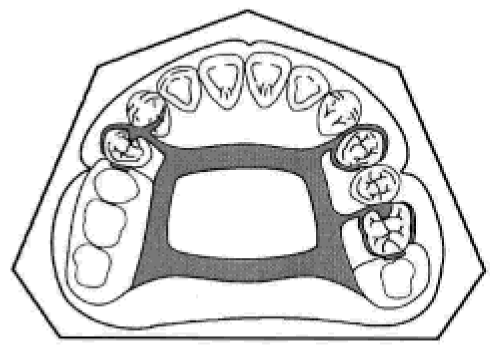


图 5-10 765 | 7 缺失义齿设计图

（7）76 | 4567 缺失，双侧联合设计

可采用混合支持式义齿或黏膜支持式义齿（见图 5-11）。

设计要点：

① 混合支持式

A. 若基牙条件好，5 | 3 放置直接固位体，5 | 采用近中𬌗支托，3 | 舌隆突支托设计。

B. 43 | 放置间接固位体，并在 3 | 远中至近中放置单臂卡环起到支持和稳定作用。

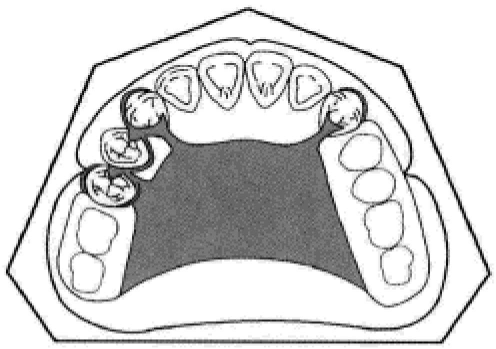
C. 适当增加腭杆的面积，以利于分散𬌗力，辅助固位及义齿稳定作用。

② 黏膜支持式

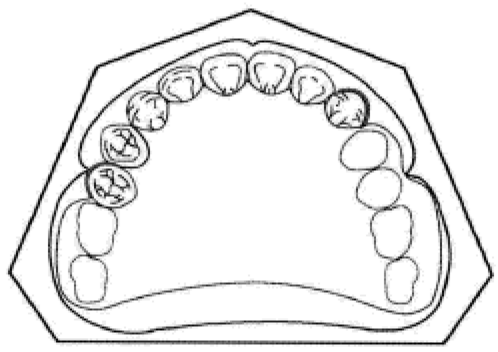
A. 若基牙条件欠佳，对𬌗牙咬合过紧，5 | 3 置直接固位体，采用冷弯单臂卡环，以减轻基牙受力，同时避免产生支点。

B. 全腭覆盖基托，前牙区延伸至前牙舌隆突，起间接固位体和辅助固位作用，后缘及双侧颊侧伸展范围同全口义齿的基托范围。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 混合支持式设计



b. 黏膜支持式设计

图 5-11　76|4567 缺失义齿设计图

（8）765|467 缺失，采用混合支持式设计（见图 5-12）

设计要点：

① 4|53 放置直接固位体，4|5 近中𬌗支托，颊侧单臂卡，腭侧基托对抗，远中邻面导板，|3 舌隆突处支托起支持、对抗作用。

② 尽可能加宽腭杆面积，分散𬌗力，并起辅助固位作用。

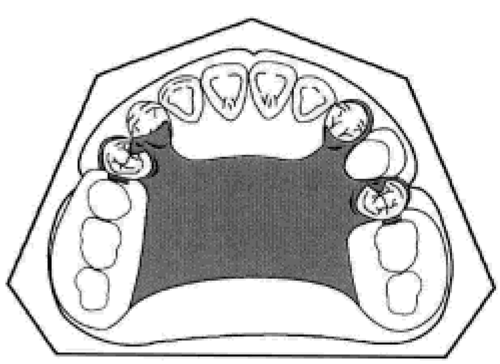


图 5-12　765|467 缺失义齿设计图

（9）76|1567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-13）

设计要点：

① 5|4 放置直接固位体，近中𬌗支托，颊侧单臂卡，腭侧基托对抗。

② 4| 放置间接固位体。

③ 采用封闭型马蹄形腭板。

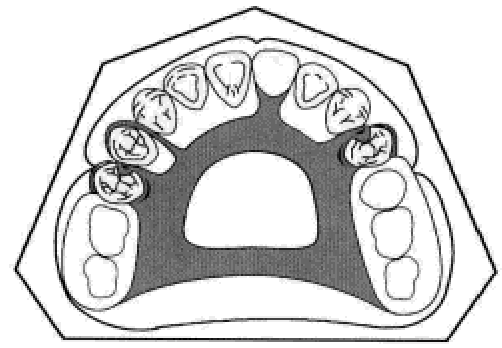


图 5-13　76|1567 缺失义齿设计图

（10）7621|12567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-14）

设计要点：

① 5|4 放置直接固位体，近中𬌗支托，颊侧单臂卡，腭侧基托对抗。

② 3| 放置间隙卡。

③ 采用腭板，增加其面积以分散𬌗力。

④ 前牙区唇侧是否设计基托视牙槽骨丰满度决定。

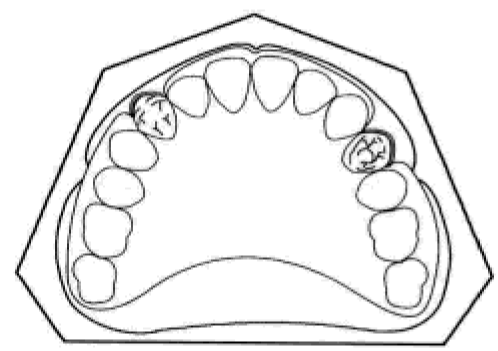


图 5-14　7621|12567 缺失义齿设计图

（11）765421|123567 缺失，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5-15）

设计要点：

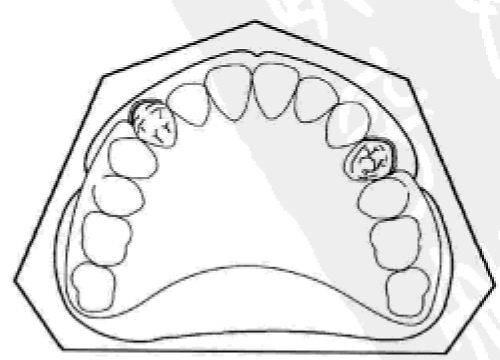


图 5-15　765421|123567 缺失义齿设计图

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

① 基牙 3|4 放置单臂卡，为锻丝弯制卡环，腭侧基托起对抗臂作用。

② 选择金属铸造或树脂基托，基托面积尽量扩大，以减轻基牙负担，并增加附着力。

(12) 751|1267 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-16）

设计要点：

① 64|5 放置直接固位体，64| 三臂卡，|5 近中𬌗支托三臂卡。

② |345 连续性舌臂起间接固位体作用。

③ 采用大连接体连接。

④ 1|12 唇侧牙槽嵴较丰满，可不设计基托，否则可由基托恢复唇部外形。

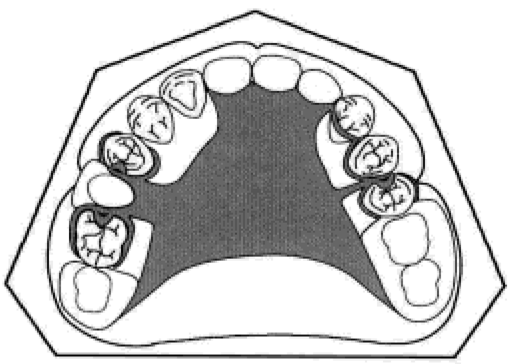


图 5-16　751|1267 缺失义齿设计图

(13) 7652|34567 缺损，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5-17）

设计要点：

① |1 放置锻丝弯制单臂卡或铸造杆型卡环，尽可能少暴露金属，腭侧基托对抗，4| 放置单臂卡，可采用弯制或铸造。

② 选择金属或树脂基托，基托面积尽量扩大，以均匀分散𬌗力和增加附着力。

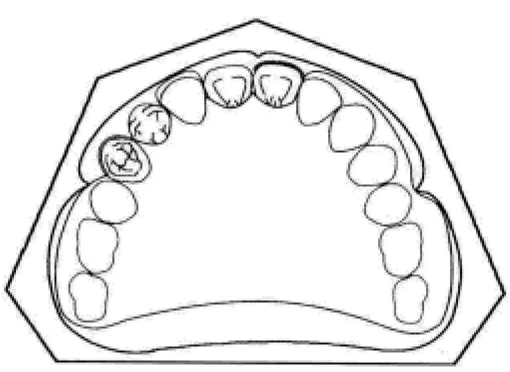


图 5-17　7652|234567 缺失义齿设计图

(14) 7542|3467 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-18）

设计要点：

① 63|5 放置直接固位体，3| 单臂卡，6|5 近中𬌗支托。

② 采用金属基托或树脂基托，尽可能分散𬌗力并起辅助固位作用。

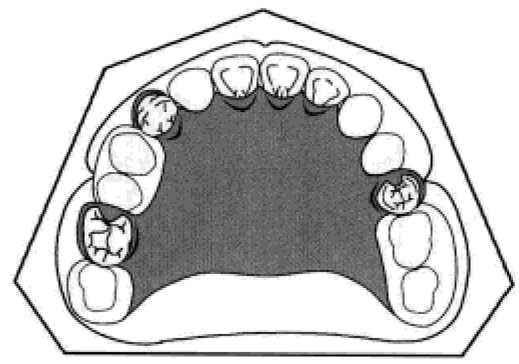
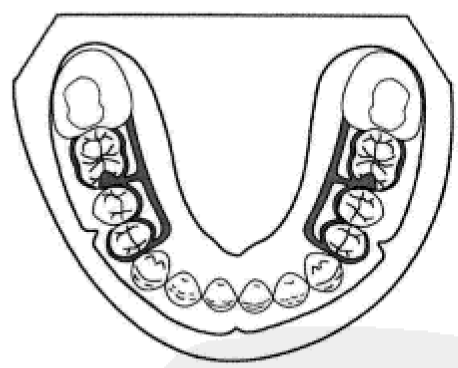


图 5-18　7542|3467 缺失义齿设计图

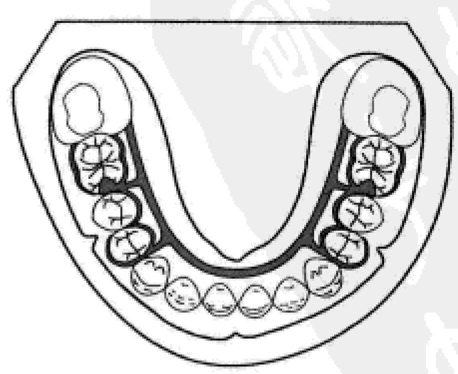
2. 下颌肯氏 I 类缺损

(1) 7|7 缺失，可单侧或双侧混合支持式义齿设计（见图 5-19）

设计要点：



a. 单侧设计



b. 双侧设计

图 5-19　7|7 缺失义齿设计图

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

① 6|6 放置直接固位体，近中𬌗支托的三臂卡环。

② 43|34 之间安放间接固位体。

③ 单侧设计，应用侧舌杆连接义齿各组成部分。

④ 双侧设计，应用舌杆连接义齿组成部分。

（2）76|567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–20）

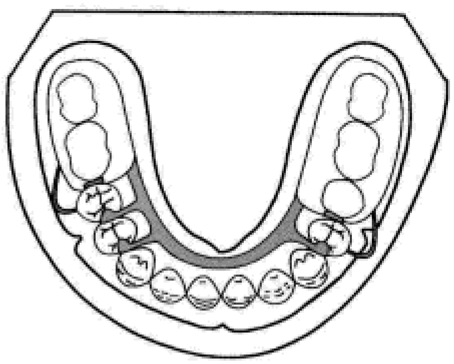
设计要点：

① 5|4 放置直接固位体，可采用 RPI 卡环或近中𬌗支托，远中放邻面导板，颊侧杆型卡环，舌侧基托对抗。

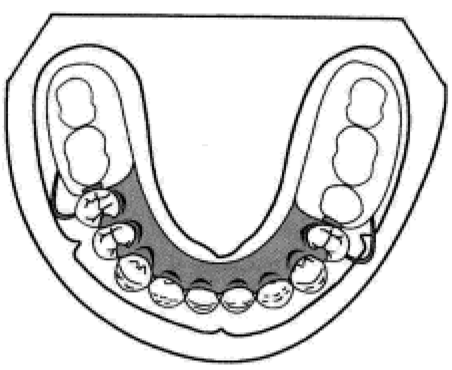
② 4| 放置间接固位体。

③ 采用舌杆或舌板连接。

④ 游离端基托尽可能伸展，以分散𬌗力。



a. 舌杆连接



b. 舌板连接

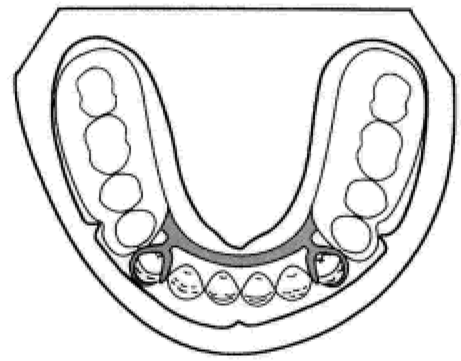
图 5–20　76|567 缺失义齿设计图

（3）7654|4567 缺失，黏膜支持式或混合支持式义齿设计（见图 5–21）

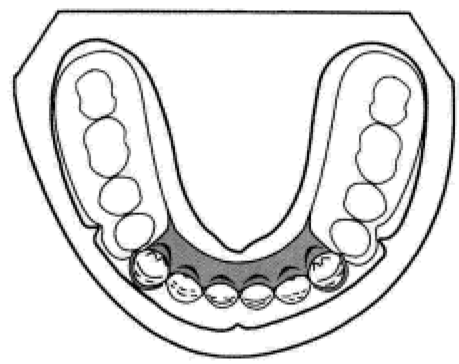
设计要点：

① 3|3 放置直接固位体，混合支持式采用尖牙卡环，而黏膜支持式采用单臂卡或杆型卡环。

② 用舌杆、舌板或树脂基托连接两侧缺牙区的义齿组成部分，尽可能伸展基托范围，减少余留牙的受力。



a. 混合支持式



b. 黏膜支持式

图 5–21　7654|4567 缺失义齿设计图

（4）76543|34567 缺失，黏膜支持式义齿设计（见图 5–22）

设计要点：

① 2|2 放置直接固位体，可用杆型卡环或锻丝弯制单臂卡环。

② 尽可能扩大基托面积，起分散𬌗力和增加吸附力的作用。

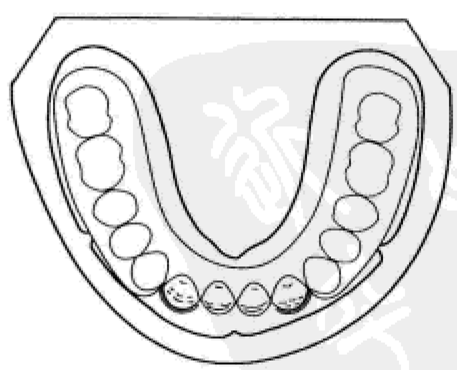


图 5–22　76543|34567 缺失义齿设计图

（5）7654|67 缺失，混合支持式义齿设计（见图 5–23）

设计要点：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

① 3|5 放置直接固位体，3| 为尖牙卡环，|5 为 RPI 卡环。

② |3 放置间接固位体，为尖牙卡环。

③ 舌杆连接两侧缺牙区义齿结构。

④ 基托尽可能伸展以分散𬌗力。

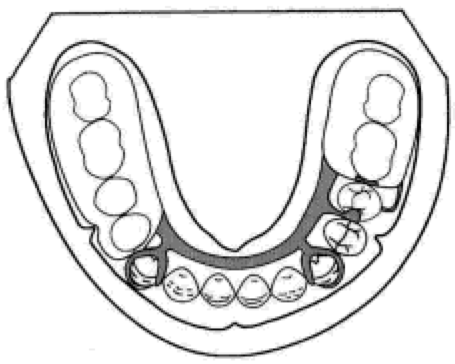


图 5–23　7654|67 缺失义齿设计图

（6）76543|567 缺失，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5–24）

设计要点：

① 2|4 放置直接固位体，为杆型卡环或锻丝弯制单臂卡环。

② 基托面积尽可能伸展，起分散𬌗力和增加吸附力的作用。

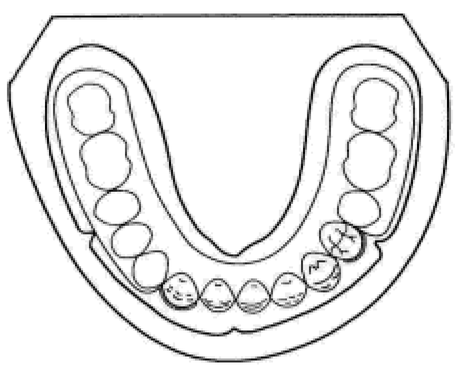


图 5–24　76543|567 缺失义齿设计图

（7）7654321|1267 缺失，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5–25）

设计要点：

① |35 放置直接固位体，为单臂卡环，减轻余留牙的负荷。

② 基托面积尽可能扩大，起分散𬌗力和增加附着力作用。

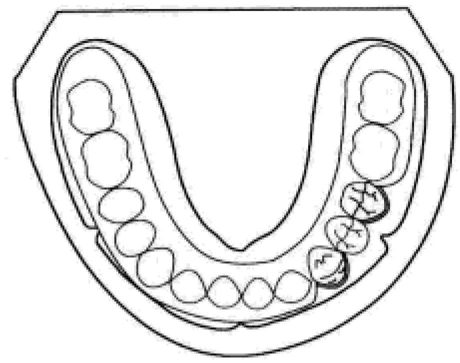


图 5–25　7654321|1267 缺失义齿设计图

（8）76543|7 缺失，混合支持式义齿设计（见图 5–26）

设计要点：

① 2|6 放置直接固位体，2| 杆式卡环，|6 为三臂卡环，近中𬌗支托。

② |4 放置间接固位体，|45 放置连接舌臂并与 |6 舌侧臂相连，起间接固位体作用。

③ 两侧缺牙区义齿结构用舌杆连接。

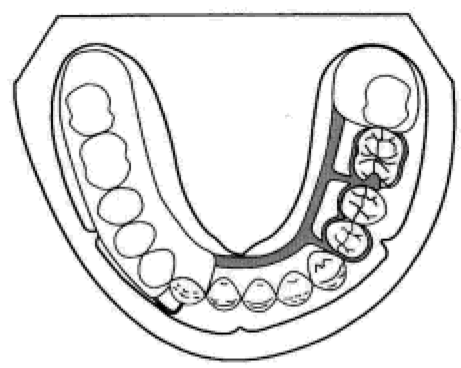


图 5–26　76543|7 缺失义齿设计图

（9）765|47 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–27）

设计要点：

① 4|6 放置直接固位体，4| 为 RPI 或 RPA 卡环，|6 为三臂卡环，近中𬌗支托。

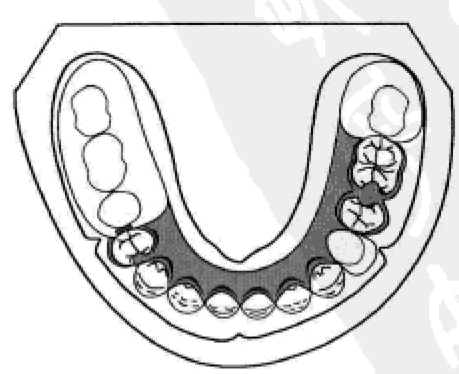


图 5–27　765|47 缺失义齿设计图

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

② |5 放置间接固位体，并与 |6 直接固位体组成联合卡环。

③ 防止义齿翘动和减轻 4| 的负荷，用舌板连接两侧义齿结构。

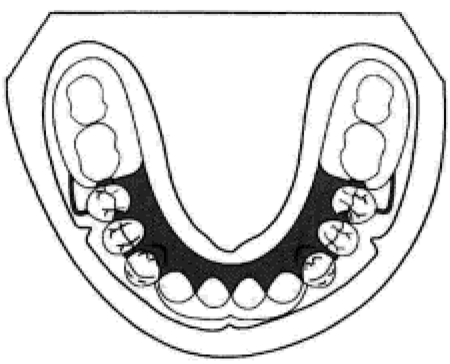
（10）7621|1267 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–28）

设计要点：

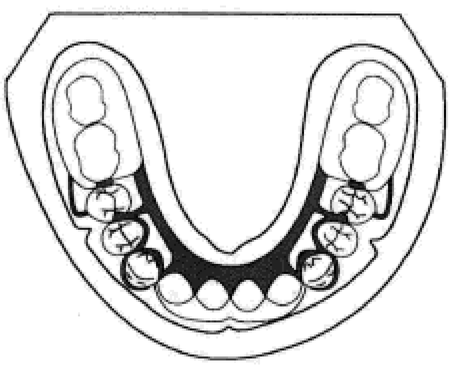
① 5|5 放置直接固位体，为 RPI 或 RPA 卡环。若需增加固位力，3|3 放置卡环（单臂卡或邻间钩）。

② 根据基牙状况，用舌杆或舌板连接。

③ 前牙区是否设计基托根据牙槽骨吸收状况而定。



a. 舌板连接（43|34 邻间钩）



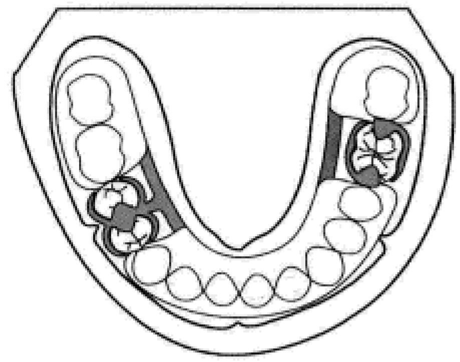
b. 舌杆连接（3|3 间隙卡）

图 5–28　7621|1267 缺失义齿设计图

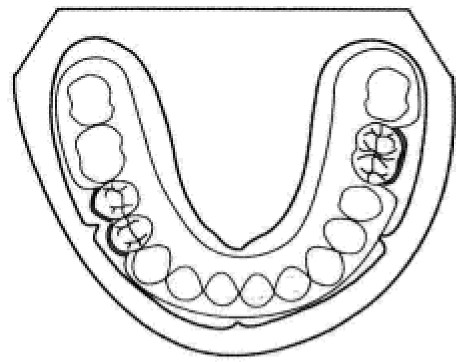
（11）76321|123457 缺失，混合支持式义齿或黏膜支持式义齿设计（见图 5–29）

设计要点：

① 54|6 放置直接固位体。若基牙健康，缺牙区牙槽嵴状况良好，54| 为联合卡环，|6 为对半卡环（见图 5–29a）。若基牙支持能力不佳，缺牙区牙槽骨吸收，54|6 为单臂卡环，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5–29b）。



a. 混合支持式



b. 黏膜支持式

图 5–29　76321|123457 缺失义齿设计图

② 基托面积尽可能扩大，减轻余留牙负荷以及增加辅助固位。

（12）76541|123457 缺失，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5–30）

设计要点：

① 3|6 放置直接固位体，为单臂卡环。

② 基托面积同全口义齿相似，保护余留牙及缺牙区支持组织。

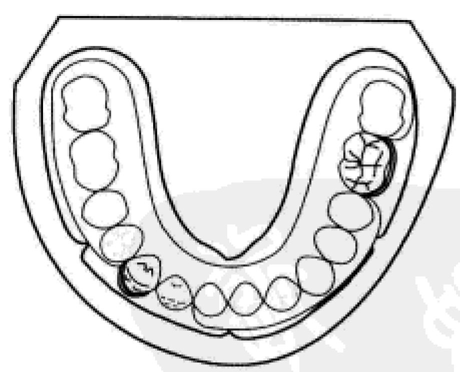


图 5–30　76541|123457 缺失义齿设计图

（13）764|57 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–31）

设计要点：

① 5|46 放置直接固位体，为三臂卡。𬌗支托放置在 4|5 缺牙区两侧基牙上。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

② 3| 舌隆突处放置间接固位体。

③ 用舌杆连接两侧的义齿各组成部分。

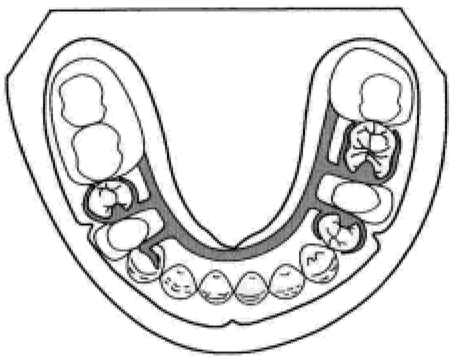


图 5-31　764|57 缺失义齿设计图

（14）76|457 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-32）

设计要点：

① 5|36 放置直接固位体，5| 为 RPI 卡环，|6 为三臂卡环，近中𬌗支托，|3 为单臂卡环。

② |3 舌板制作在舌隆突上，以对抗固位臂以及起间接固位体作用。

③ 用舌板连接两侧义齿各组成部分。

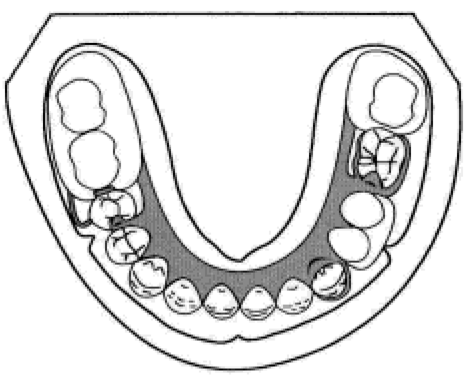


图 5-32　76|457 缺失义齿设计图

（15）7632|2567 缺失，采用混合支持式或黏膜支持式义齿设计（见图 5-33）

设计要点：

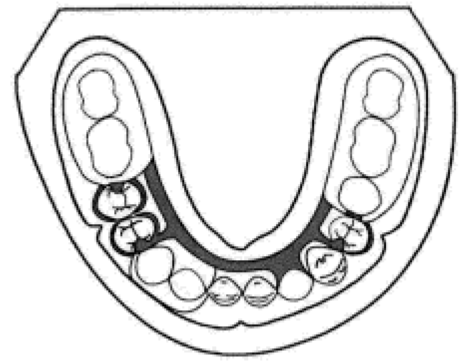
基牙健康，牙槽骨状况较好。

① |4 放置 RPA 或 RPI 卡。

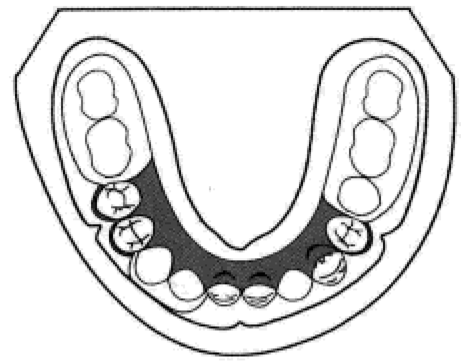
② 54| 放置联合卡环，𬌗支托分别设计在 4| 的近中和 5| 的远中（见图 5-33a）。

③ 用舌杆连接义齿各组成部分。

④ 用舌板或树脂基托连接义齿各组成部分，有利分散𬌗力，增加吸附力。



a. 混合支持式义齿设计



b. 黏膜支持式义齿设计

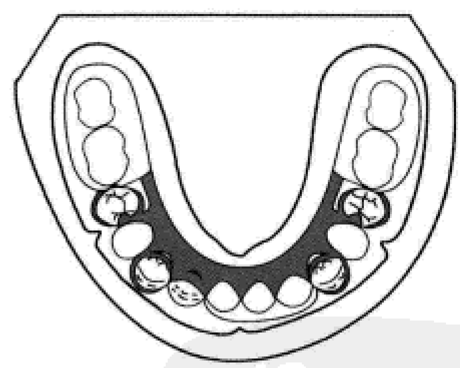
图 5-33　7632|2567 缺失义齿设计图

⑤ 基牙支持能力不佳，54|4 设计单臂卡，舌侧基托对抗，采用黏膜支持式义齿（见图 5-33b）。

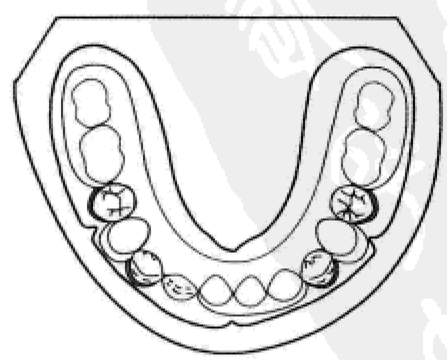
（16）7641|12467 缺失，采用混合支持式或黏膜支持式义齿设计（见图 5-34）

设计要点：

基牙健康，牙槽骨状况较好（见图 5-34a）。



a. 混合支持式义齿设计



b. 黏膜支持式义齿设计

图 5-34　7641|12467 缺失义齿设计图

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

① 53|35 放置直接固位体。5|5 为三臂卡环近中殆支托,3|3 为单臂卡环。

② 用舌板或树脂基托连接义齿各组成部分。

若基牙支持状况不佳,缺牙区牙槽骨吸收(见图 5-34b)。

① 53|35 放置直接固位体,均为铸造和弯制的单臂卡环。

② 尽可能扩大基托面积,以分散殆力,减轻基牙受力,增加吸附力。

二、Kennedy 第二类缺损

(一)缺损特点

此类牙列缺损与 Kennedy 第一类缺损类型有相似之处,但为单侧末端游离缺失,即义齿只有一侧为游离端基托,远中无基牙支持。因此牙列缺损的特点与 Kennedy 第一类缺损基本相同,此类缺损也分为有亚类和无亚类缺损。

(二)义齿设计要点

1. 义齿支持形式

由于为单侧游离端牙列缺损,缺牙区的组织特性同双侧游离端缺损相同。一般义齿支持形式的设计为混合支持式。当单侧缺牙区缺牙数较多,对侧也存在缺牙区域,同时多数后牙缺失,牙列中能为义齿提供支持的天然牙少;或者牙列中余留牙的牙周支持组织欠佳时,均可设计为黏膜支持式义齿。

基牙与基托下支持组织受力特点与 Kennedy 第一类牙列缺损基本相同,因此基牙与牙槽嵴的受力以及如何保护这类软硬组织健康的措施也基本相同(参考 Kennedy 第一类缺损)。当缺牙区缺牙数较多时,必须注意减轻邻近缺牙区基牙的受力,以免引起基牙超负荷受力,造成牙周支持组织的损伤。因此可将殆力分配到对侧天然牙或通过基托、大连接体来分担咀嚼力。

2. 固位和稳定设计

Kennedy 第二类牙列缺损采用混合支持式义齿设计时,固位体一般安放在牙弓的两侧,义齿的固位力主要靠固位体获得。如此类牙列缺损的对侧后牙区也存在缺失牙,其固位体的连线可形成平面形(见图 5-35),义齿能得到良好的固位效果。如果单侧末端游离缺损无亚类缺隙,则义齿的固位体视缺牙数目而定,只有第二磨牙缺失时可考虑单侧设计。如因患者缺失牙数目多,剩余牙齿的条件所限,只能采用黏膜支持式义齿时,其固位力由安放在基牙上的固位体产生的固位力和基托与被覆盖组织之间的吸附力以及义齿部件与余留牙之间的摩擦力获得,而前者的固位力起着重要作用。

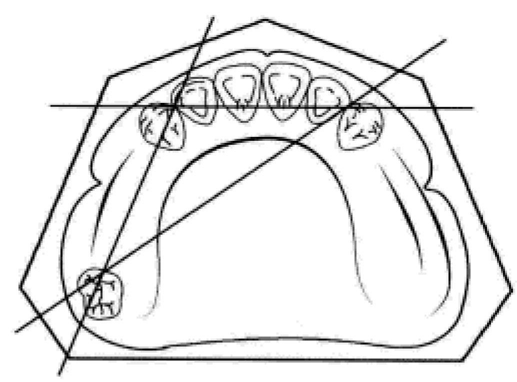


图 5-35 三角形原理的应用

同样 Kennedy 第二类牙列缺损义齿的稳定设计与恢复缺失牙所失去的功能有着相关关系。此类牙列缺损如采用单侧混合支持式设计,会造成同 Kennedy 第一类缺损相同情况,即引起义齿翘动、摆动、旋转、下沉等不稳定现象。这与义齿在口腔组织之间形成支点、支点线、回转线有关,因此需增设间接固位体以及减轻殆力等措施。当只有第二、三磨牙缺失,且第一磨牙健康,咬合关系正常时,方可单侧设计。否则均为双侧联合设计,修复体双侧设计所获得的义齿稳定性比单侧设计为佳。如采用黏膜支持式义齿设计时,必须考虑固位体放置、人工牙与对殆牙咬合关系调整、基托范围、减轻殆力等合理措施。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

（三）病例设计

以下病例上下颌牙列均为右侧第二磨牙至左侧第二磨牙。

1. 上颌 Kennedy Ⅱ类牙列缺损

（1）7| 缺失，混合支持式义齿设计（见图 5–36）

设计要点：

同 Kennedy Ⅰ类 7|7 缺失采用单侧设计，详见 Kennedy Ⅰ类牙列缺损设计。

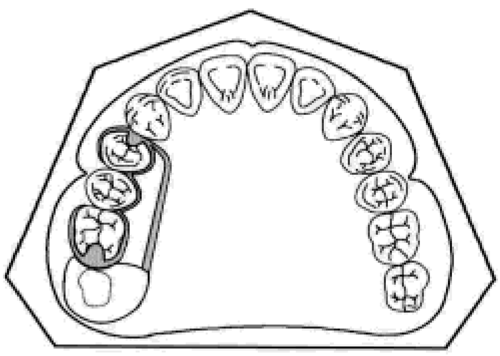


图 5–36　7| 缺失义齿设计图

（2）|567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–37）

设计要点：

① |4 放置直接固位体，三臂卡环，近中殆支托。

② 74| 放置间接固位体，7| 固位臂向远中，4| 固位臂向近中。

③ 用后腭杆连接义齿各组成部分。

④ 65| 连续舌臂以增加间接固位体强度。

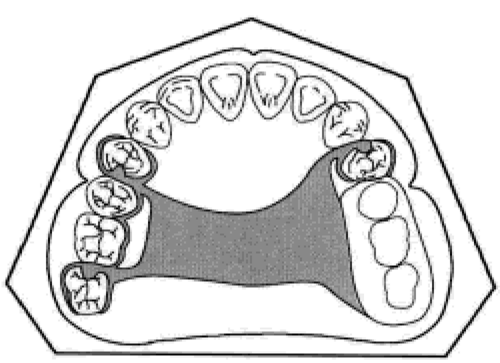


图 5–37　|567 缺失义齿设计图

（3）|4567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–38）

设计要点：

① |3 放置直接固位体，为双臂卡环。

② 74| 放置间接固位体，65| 连续舌臂与间接固位体相连，增加间接固位体作用。

③ 用宽后腭杆连接义齿各组成部分，并起分散殆力及增加义齿稳定作用。

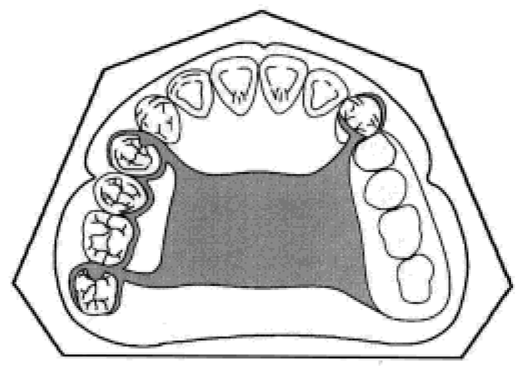


图 5–38　|4567 缺失义齿设计图

（4）|1234567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–39）

设计要点：

① 1| 放置直接固位体，为杆型卡或锻丝单臂卡环。

② 74| 放置间接固位体。

③ 用腭板或树脂基托连接义齿各组成部分，并起到分散殆力和增加义齿稳定作用。

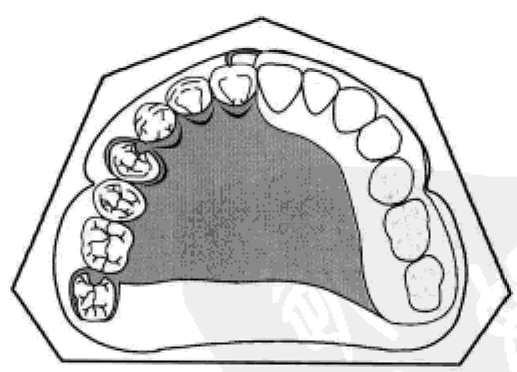


图 5–39　|1234567 缺失义齿设计图

（5）6|67 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–40）

设计要点：

① 75|5 放置直接固位体，|5 三臂卡环，近中殆支托，远中邻面导板。75| 放置三臂卡环。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

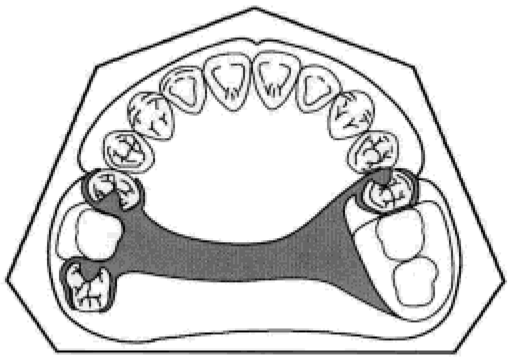


图 5-40　6 | 67 缺失义齿设计图

② 用后腭杆连接义齿结构。

（6）| 467 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-41）

设计要点：

① | 35 放置直接固位体，| 5 为三臂卡环，远中邻面导板。| 3 为双臂卡环。

② 74 | 放置间接固位体，65 | 连续舌臂与间接固位体连接。

③ 用后腭杆连接义齿各组成部分。

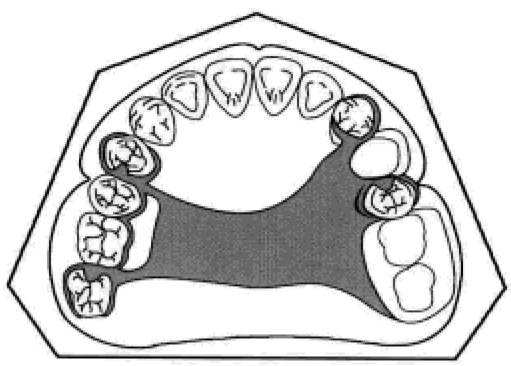


图 5-41　| 467 缺失义齿设计图

（7）54 | 567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-42）

设计要点：

① 63 | 4 放置直接固位体，| 4 近中殆支托，颊侧单臂卡环，腭侧基托对抗，远中邻面导板。3 | 为双臂卡环，6 | 为三臂卡环。

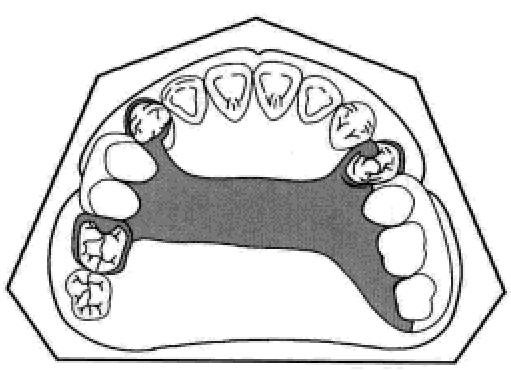


图 5-42　54 | 567 缺失义齿设计图

② 用后腭杆连接义齿各组成部分。

（8）654 | 7 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-43）

设计要点：

① 73 | 6 放置直接固位体，7 | 6 为三臂卡环，| 6 采用近中殆支托，远中邻面导板。3 | 为双臂卡环。

② | 4 放置间接固位体。

③ 用后腭杆连接义齿各组成部分。

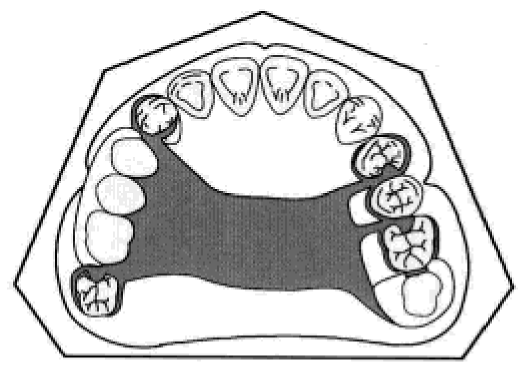


图 5-43　654 | 7 缺失义齿设计图

（9）21 | 67 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-44）

设计要点：

① 3 | 5 放置直接固位体，3 | 为单臂卡环，| 5 近中殆支托，颊侧单臂卡环，腭侧基托对抗，远中邻面导板。

② 6 | 放置间接固位体。

③ 用腭板连接义齿各组成部分。

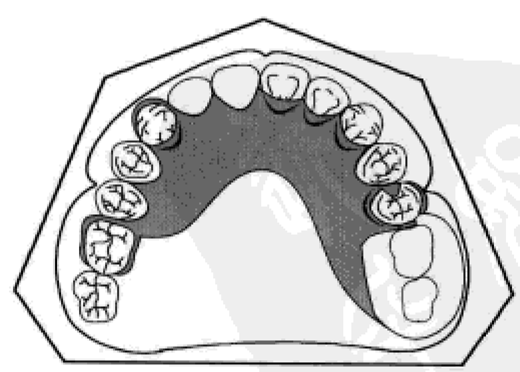


图 5-44　21 | 67 缺失义齿设计图

（10）21 | 12567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-45）

设计要点：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

① 3｜34 放置直接固位体，｜4 为 RPA 卡环，近中殆支托，远中邻面导板。3｜3 放置双臂卡环。

② 7｜放置间接固位体。

③ 两侧用侧腭杆，前牙区用腭基托连接义齿各组成部分。

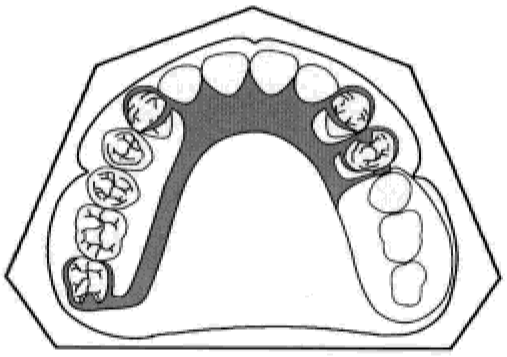


图 5-45 21｜12567 缺失义齿设计图

（11）64｜67 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-46）

设计要点：

① 73｜5 放置直接固位体，｜5 为 RPA 卡环，7｜为三臂卡环，3｜为双臂卡环。

② ｜3 放置间接固位体。

③ 用前、后、侧腭杆连接义齿各组成部分。

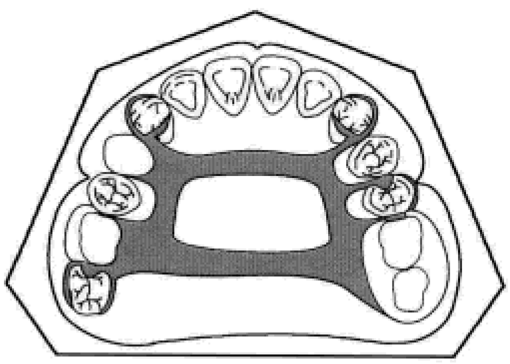


图 5-46 64｜67 缺失义齿设计图

（12）65｜167 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-47）

设计要点：

① 74｜5 放置直接固位体，｜5 为 RPA 卡环，74｜放置三臂卡环。

② ｜34 放置间接固位体。

③ 用侧腭杆和后腭杆连接义齿各组成部分。

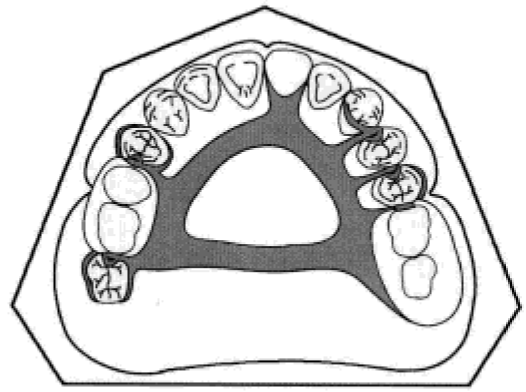


图 5-47 65｜167 缺失义齿设计图

（13）54｜467 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-48）

设计要点：

① 63｜35 放置直接固位体，6｜5 为三臂卡环，3｜3 为双臂卡环。｜5 远中邻面导板。

② 用后腭杆连接义齿各组成部分。

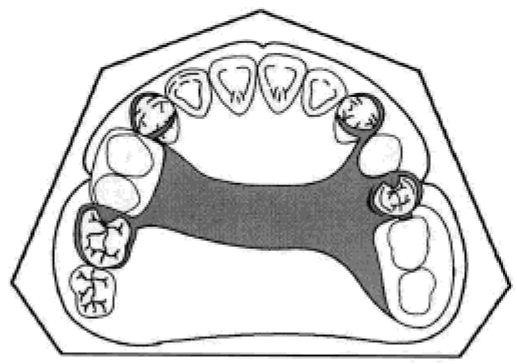


图 5-48 54｜467 缺失义齿设计图

（14）6521｜2567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-49）

设计要点：

① 74｜放置直接固位体，均为三臂卡环，｜34 为联合卡环，｜4 远中邻面导板。

② 用后腭杆和腭板连接义齿各组成部分。

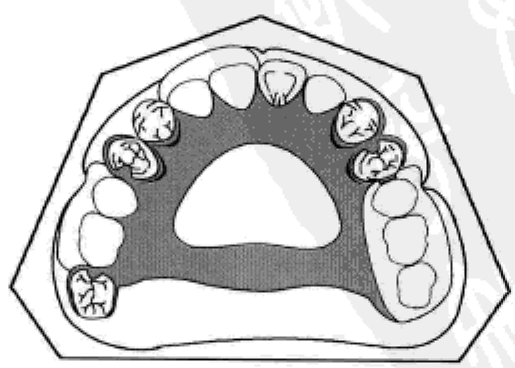


图 5-49 6521｜2567 缺失义齿设计图

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（15）65421|124567 缺失，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5-50）

设计要点：

① 73|3 放置直接固位体，7| 为双臂卡环，3|3 为单臂卡环，腭侧基托对抗。

② 用金属或树脂基托连接各缺牙区义齿各组成部分，尽可能扩大基托面积，有利分散殆力，增加吸附力。

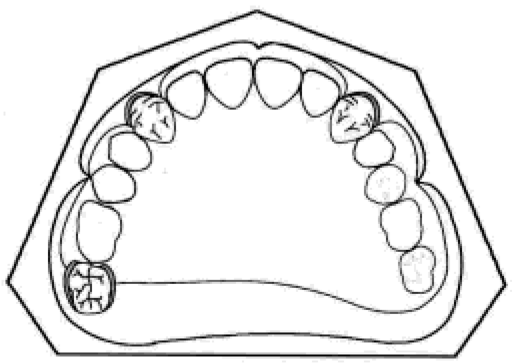


图 5-50　65421|124567 缺失义齿设计图

2. 下颌 Kennedy Ⅱ 类牙列缺损

（1）65|567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-51）

设计要点：

① 74|4 放置直接固位体，74| 为三臂卡环，|4 为 RPI 卡环。

② 用舌杆连接两侧缺牙区义齿各组成部分。

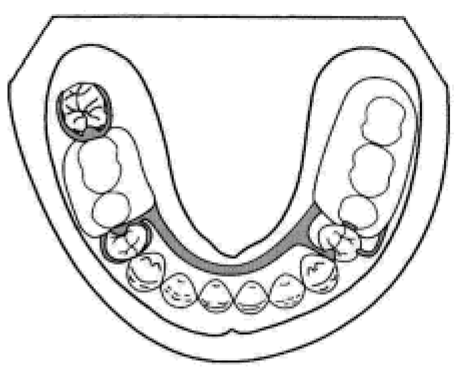


图 5-51　65|567 缺失义齿设计图

（2）654|4567 缺失，采用黏膜支持式义齿设计（见图 5-52）

设计要点：

① 73|3 放置直接固位体，7| 为双臂卡环，3|3 为单臂卡环。

② 用金属或树脂基托连接缺牙区义齿各组成部分。

③ 基托前牙区覆盖舌隆突，起支持作用，游离端缺牙区基托尽可能伸展，以分散殆力。

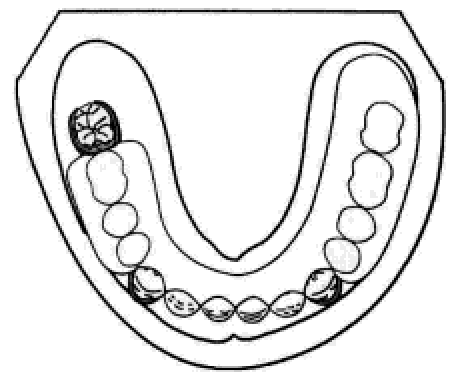


图 5-52　654|4567 缺失义齿设计图

（3）|12367 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-53）

设计要点：

① |5 放置直接固位体，为 RPA 或 RPI 卡环。

② 64| 放置间接固位体，|4 近中安放殆支托，起间接固位作用。

③ 用舌杆或舌板连接前牙和后牙缺牙区义齿各组成部分。

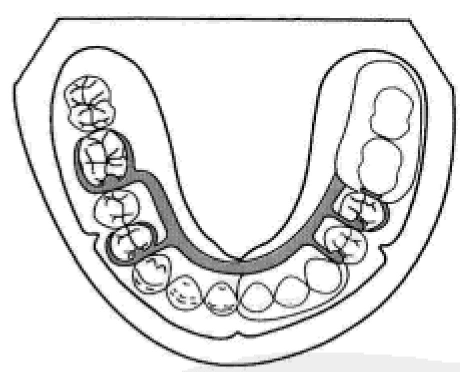


图 5-53　|12367 缺失义齿设计图

（4）321|12367 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-54）

设计要点：

① 4|5 放置直接固位体，4| 为三臂卡环，|5 为 RPI 卡环或 RPA 卡环，或 |45 放置联合卡环。

② 7| 放置间接固位体，为三臂卡环。

③ 用舌杆和前牙区基托连接义齿各组成部分。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

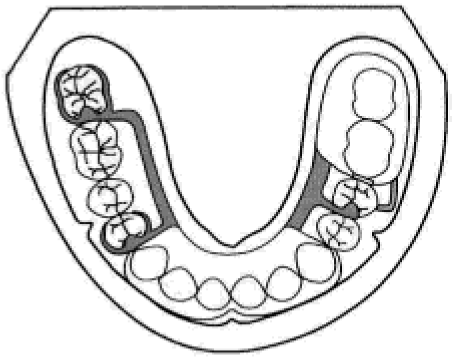


图 5–54　321|12367 缺失义齿设计图

（5）4|124567 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–55）

设计要点：

① 5|3 放置直接固位体，5| 为三臂卡环，|3 为单臂卡环及舌隆突支托。

② 7| 放置间接固位体。

③ 用舌杆或基托连接义齿各组成部分。

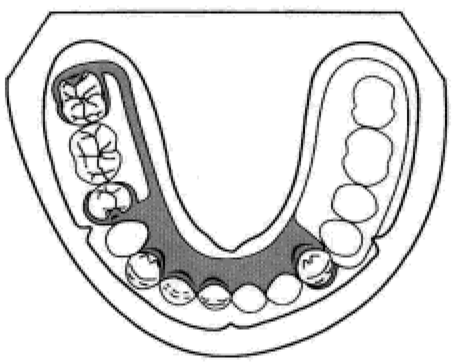


图 5–55　4|124567 缺失义齿设计图

（6）641|1257 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–56）

设计要点：

① 75|46 放置直接固位体，75|4 为三臂卡环，|6 为近中𬌗支托、三臂卡环，或对半卡环。

② 用舌杆连接各缺牙区义齿各组成部分。

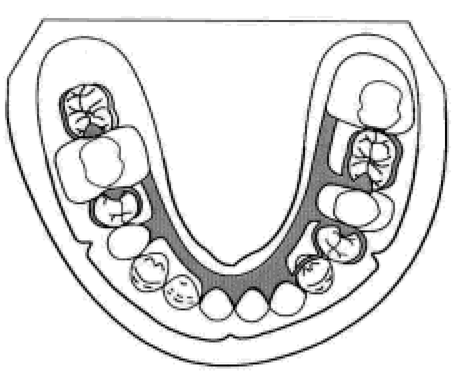


图 5–56　641|1257 缺失义齿设计图

三、Kennedy 第三类缺损

（一）牙列缺损特点

此类牙列缺损的特点是牙弓的一侧或两侧后牙区有缺失牙，缺牙区的近远中都有天然牙。一般在义齿设计时缺牙区两端能提供良好的支持，同时义齿的固位、稳定、支持作用都很好，基托不会下沉，在各类牙列缺损中该类缺损修复效果较好。

（二）义齿设计要点

1. 义齿支持形式

Kennedy 第三类牙列缺损因缺牙数目和缺牙区位置不同以及缺牙区两侧天然牙的牙周支持组织健康状况不同，临床可以有 3 种义齿支持形式选择。如个别牙缺失，缺牙区邻近天然牙牙周支持组织健康，义齿人工牙所受到的𬌗力可以主要由基牙承担，一般设计为牙支持式义齿。义齿修复缺失牙后能恢复良好的咀嚼效能。如缺牙区的缺失牙较多，缺牙区跨度大，或者缺失牙多，缺牙区近中端为前牙，以及缺牙区两侧天然牙无法承受通过人工牙传递的过大𬌗力，则应该考虑混合支持式义齿，通过基牙和基托及大连接体共同分担𬌗力。

此类牙列缺损只在少数情况下需采用黏膜支持式义齿，如缺牙较多、缺牙区跨度大、余留牙牙周组织吸收、缺牙区牙槽骨明显吸收等，邻近缺牙区的天然牙无法承受传递至该牙的力，为了能保护天然牙，让𬌗力通过基托传递至基托下组织。黏膜支持式义齿应采取减小人工牙的近远中径和颊舌径、改变𬌗面形态、人工牙减数、扩大基托面积、调节咬合平衡等措施来保护基牙和基托下组织。另外该类牙列缺损伴𬌗面磨损，无法获得𬌗支托的位置时也可考虑设计黏膜支持式义齿。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 固位和稳定设计

此类牙列缺损修复因缺牙区两侧都有天然牙存在，而且安放在天然牙的固位体都能为修复体提供良好的固位效果，因此不管该类缺损修复体为单侧设计或两侧设计，其固位效果也都优于 Kennedy 第一、二类牙列缺损修复。一般可摘局部义齿的固位力中附着力和黏着力在此类缺损的修复中只起辅助固位作用。

此类牙列缺损义齿的稳定设计不能忽视，如尽管 Kennedy 第三类牙列缺损单个牙缺失，其修复后固位力很好，但咬合调整不合适，在侧方𬌗运动时，仍可以引起义齿的摆动，此时人工牙应调整至侧方𬌗运动无早接触，使义齿达到稳定。在缺牙区有多个牙缺失时，为防止侧方𬌗运动时义齿的不稳定现象，需在缺牙区对侧设计间接固位体来抵抗义齿的摆动。同样此类义齿设计如采用三角形或四边形原理，即牙弓两侧按三角形或四边形放置固位体，义齿能获得良好的稳定性(见图 5-57)。

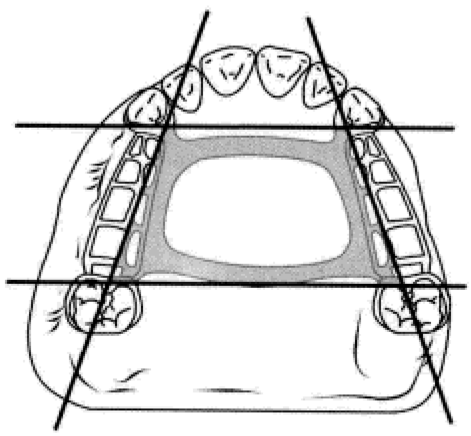


图 5-57　义齿稳定设计的原则
（四边形原理的应用）

基牙和基托下支持组织受力的特点与缺失牙数目及缺牙区位置有关。如个别牙缺失时，缺牙区𬌗力均由缺牙区两侧基牙承担，其承受𬌗力的原理同固定桥相似。而缺牙数目多时，受缺牙区邻近天然牙承受𬌗力的能力限制，缺牙区的𬌗力由基牙支持组织和基托及大连接体覆盖的支持组织共同承担。当单颌牙列余留牙少，此余留牙无法承受过大𬌗力时，缺牙区人工牙受到的𬌗力主要传递至基托，由基托下支持组织承担。因此义齿设计时如何合理分配𬌗力，应由这两种支持组织承受𬌗力的能力而定。

（三）病例设计

以下病例上下颌牙列均为右侧第二磨牙至左侧第二磨牙。

1. 上颌 KennedyⅢ类牙列缺损

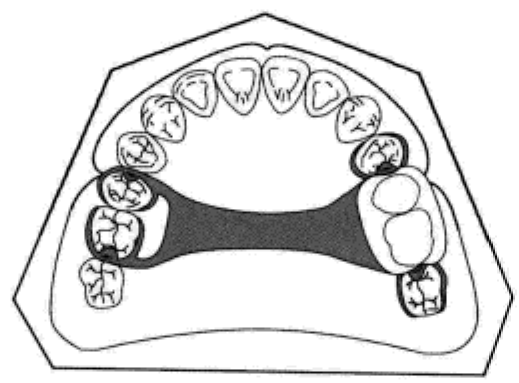
(1) |56 缺失，采用牙支持式义齿设计(见图 5-58)

设计要点：

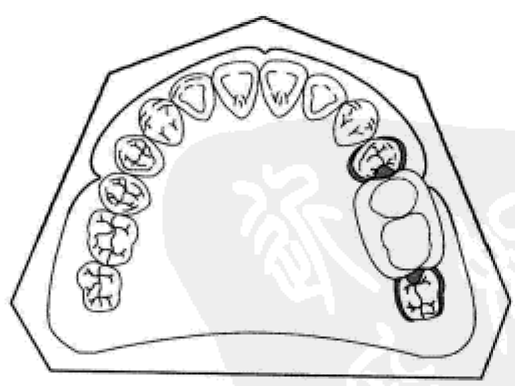
① |47 放置直接固位体，为三臂卡环。

② 65| 放置间接固位体。如缺牙区对𬌗咬合力不大，则可单侧设计，不必放间接固位体。

③ 双侧设计用后腭杆连接义齿组成部分。



a. 双侧设计



b. 单侧设计

图 5-58　|56 缺失义齿设计图

(2) |456 缺失，采用牙支持式义齿设计(见图 5-59)

设计要点：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

① |37 放置直接固位体，|7 为三臂卡环，|3 为双臂卡环。

② 74| 或 65| 放置间接固位体。

③ 用后腭杆连接义齿各组成部分。

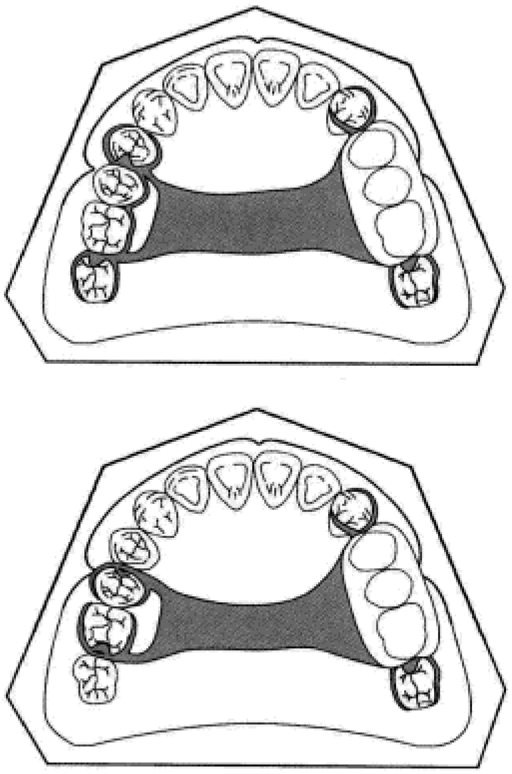


图 5-59　|456 缺失义齿设计图

(3) |3456 缺失，采用牙支持式义齿设计(见图 5-60)

设计要点：

① |27 放置直接固位体，|7 为三臂卡环，|2 为杆型卡环或锻丝弯制单臂卡环。

② 74| 放置间接固位体。

③ 用后腭杆连接义齿各组成部分。

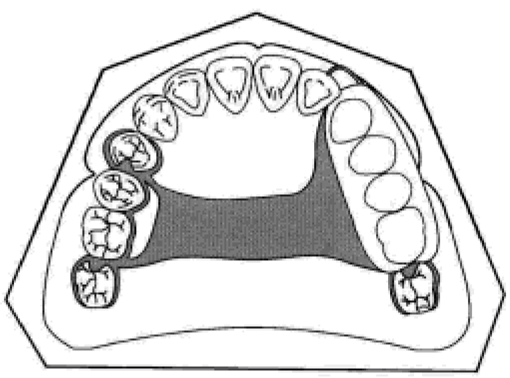


图 5-60　|3456 缺失义齿设计图

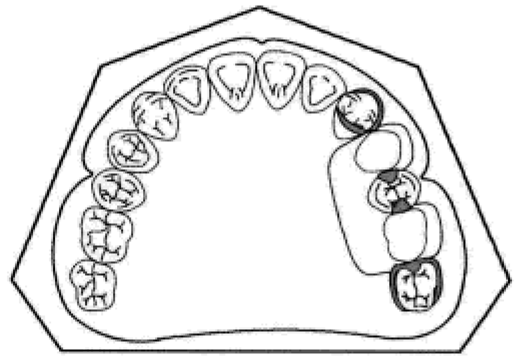
(4) |46 缺失，采用牙支持式义齿单侧或双侧设计(见图 5-61)

设计要点：

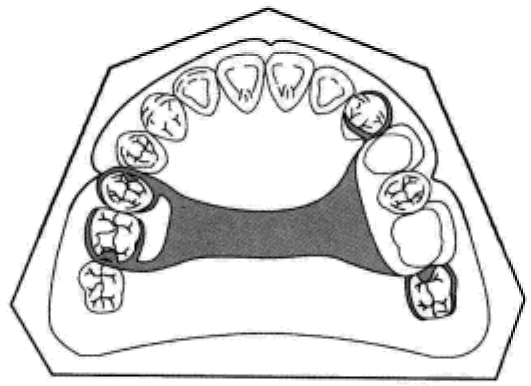
① 单侧设计在 |37 放置直接固位体，|3 为双臂卡环，|7 三臂卡环，|5 放置近远中𬌗支托。

② 双侧设计在 |37 放置直接固位体，在 65| 放置间接固位体。

③ 用后腭杆连接义齿各组成部分。



a. 单侧设计



b. 双侧设计

图 5-61　|46 缺失义齿设计图

(5) 21|126 缺失，采用牙支持式义齿设计(见图 5-62)

设计要点：

① |57 放置直接固位体，为三臂卡环。

② 73|3 放间接固位体，3|3 为舌隆突支托，7| 三臂卡环。

③ 用侧腭杆、后腭杆连接义齿各组成部分。

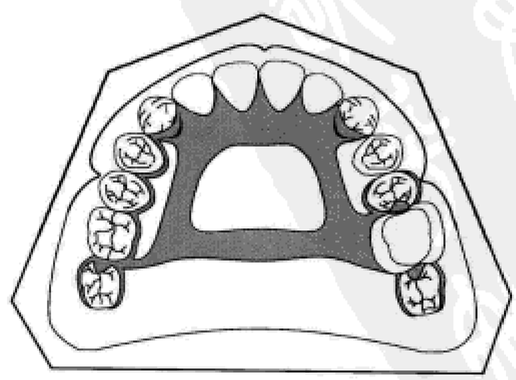


图 5-62　21|126 缺失义齿设计图

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(6) 65|456 缺失，采用牙支持式义齿设计（见图 5-63）

设计要点：

① 74|37 放置直接固位体，除|3 为双臂卡环，其他均为三臂卡环。

② 用后腭杆连接义齿各组成部分，腭杆略宽些，以分散殆力。

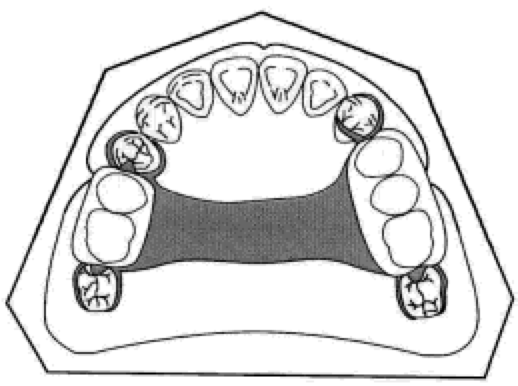


图 5-63　65|456 缺失义齿设计图

(7) 651|1456 缺失，采用牙支持式义齿设计（见图 5-64）

设计要点：

① 74|37 放置直接固位体。|3 为单臂卡环，4| 为颊侧单臂卡环，远中殆支托，腭侧基托对抗，7|7 为三臂卡环。

② 用基托连接义齿各组成部分。

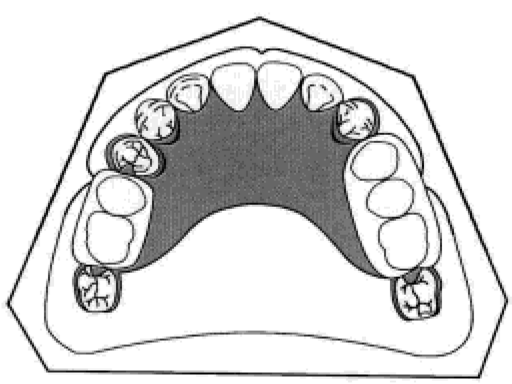


图 5-64　651|1456 缺失义齿设计图

(8) 65421|12456 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5-65）

设计要点：

① 73|37 放置直接固位体，3|3 为单臂卡环，7|7 为三臂卡环。

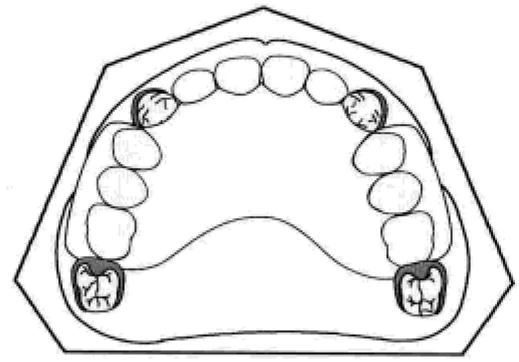


图 5-65　65421|12456 缺失义齿设计图

② 用基托连接义齿各组成部分，基托范围尽可能伸展，起分散殆力作用。

(9) 52|1256 缺失，采用牙支持式义齿设计（见图 5-66）

设计要点：

① 64|47 放置直接固位体，均为三臂卡环。

② 用基托连接义齿各组成部分。

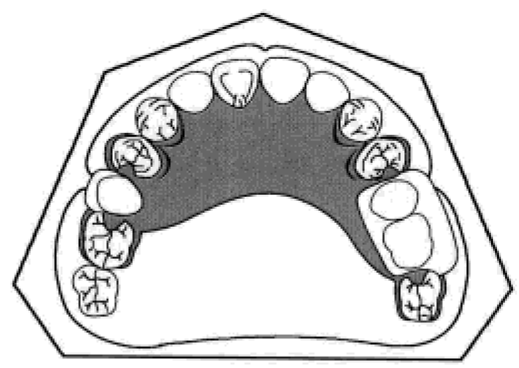


图 5-66　52|1256 缺失义齿设计图

2. 下颌 KennedyIII类牙列缺损

(1) |6 缺失义齿设计(见图 5-67)

设计要点：

① |57 放置直接固位体，均为三臂卡环。

② 用金属或树脂基托。

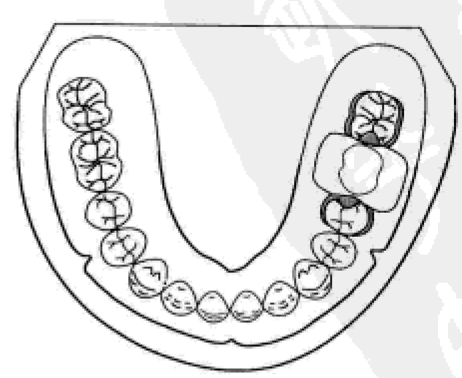


图 5-67　|6 缺失义齿设计图

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(2) 21 | 156 缺失，牙支持式义齿设计（见图5-68）

设计要点：

① | 47 放置直接固位体，均为三臂卡环。

② 65 | 放置间接固位体，可采用联合卡环或5 | 放置双臂卡环。

③ 用舌杆连接义齿各组成部分。

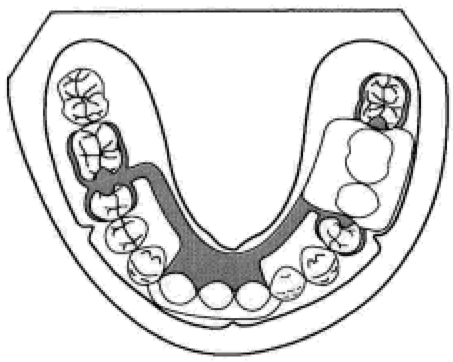


图 5-68　21 | 156 缺失义齿设计图

(3) 6 | 56 缺失，采用牙支持式义齿设计（见图5-69）

设计要点：

① 75 | 47 放置直接固位体，均为三臂卡环。

② 用舌杆连接义齿各组成部分。

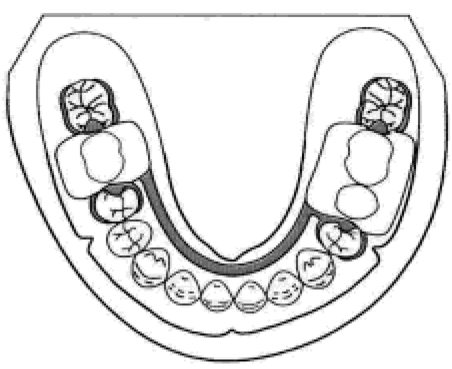


图 5-69　6 | 56 缺失义齿设计图

(4) 642 | 356 缺失，牙支持式义齿设计（见图5-70）

设计要点：

① 73 | 47 放置直接固位体，3 | 为双臂卡环，其他均为三臂卡环。或选择 75 | 47 作为基牙。

② 用舌杆连接义齿各组成部分。

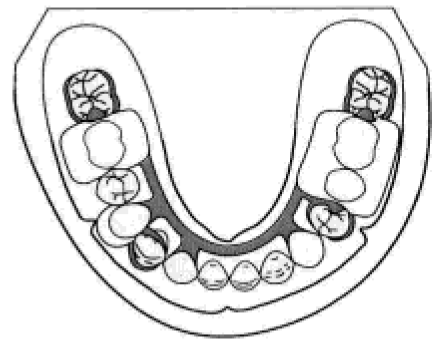


图 5-70　642 | 356 缺失义齿设计图

(5) 65421 | 123456 缺失，采用混合支持式或黏膜支持式义齿设计（见图5-71）

设计要点：

① 73 | 7 放置直接固位体，7 | 7 为三臂卡环，3 | 为单臂卡环。

② 用基托连接义齿各组成部分，基托面积尽可能扩大，以分散𬌗力。

③ 若 7 | 7 支持能力不佳，则不设计𬌗支托，采用黏膜支持式义齿。

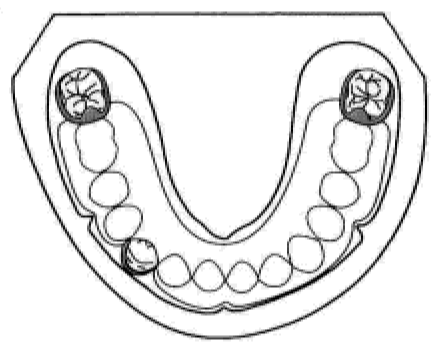


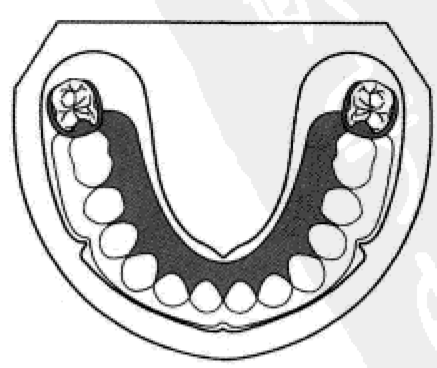
图 5-71　65421 | 123456 缺失义齿设计图

(6) 654321 | 123456 缺失义齿设计（见图5-72）

设计要点：

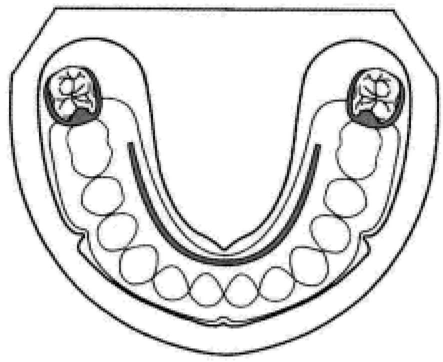
① 7 | 7 放置直接固位体，如基牙健康，可安放三臂卡环，如基牙条件略差，安放双臂卡环。

② 基托范围尽可能扩大以分散𬌗力，增加吸附力。



a. 金属基托设计

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



b. 树脂基托设计

图 5-72　654321|123456 缺失义齿设计图

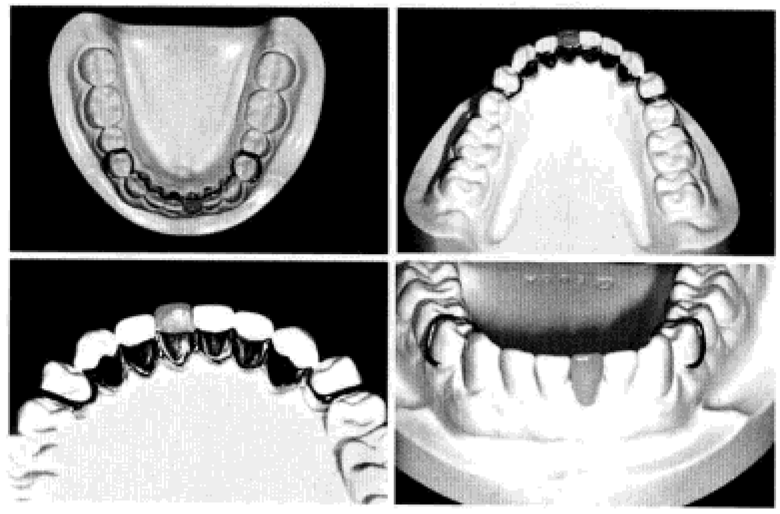


图 5-73　模型

四、Kennedy 第四类缺损

（一）牙列缺损特点

此类缺损是指牙弓前段牙的缺失，即缺牙间隙在牙弓的前端。前牙区的牙齿缺失，对患者语言功能和美观造成直接影响。同时在前牙区多数牙缺失时，缺牙区覆盖的黏膜组织同样存在一定的可让性，会形成 Kennedy 第一类牙列缺损类似的特点。另外前牙牙齿缺损的原因各异，某些原因造成的前牙区多数牙缺失可伴随牙槽骨的缺损，导致唇部软组织无支撑，唇内陷，直接影响患者的脸部外形。前牙区的覆殆覆盖度不同，同样直接影响义齿设计思路，该类缺损设计必须兼顾功能与美观。

（二）义齿设计要点

1. 义齿支持形式的设计

此类牙列缺损一般都采用基牙和基托下组织共同承担缺牙区殆力的混合支持式义齿的设计。只有当下颌个别前牙缺失的，缺牙区不安放基托，而在缺牙区两侧邻牙设计舌面板，并与固位体连接，此时缺牙区人工牙的殆力均由支撑义齿结构的天然牙承担，义齿设计才属于牙支持式义齿（见图 5-73）。

2. 支持组织受力设计

前牙区牙列缺损，缺牙区人工牙在功能状态下所受到的殆力，如何来分配至可摘局部义齿的支持组织，应视缺失牙数目和缺牙位置而定。如单个中切牙缺失的可摘局部义齿设计，可考虑缺牙区受到的咬合力由基托下支持组织和邻近缺牙区的基牙共同承担。当多数前牙缺失，殆力也可由基托下支持组织及基牙分担，但前者承受的力要大于后者，因此要考虑增加基托的面积，减少基托下组织单位面积上所承受的力。下颌个别前牙缺失修复设计时可考虑不放基托，而是通过邻牙之间的舌面板将缺牙区殆力传导至邻近天然牙共同承担。

3. 固位与稳定的设计

Kennedy 第四类牙列缺损修复设计其修复体的固位力主要依靠固位体的固位力，而基托下的吸附力起辅助固位作用，一般个别前牙缺失，在牙弓两侧前磨牙区各安放一个固位体以达到良好的固位效果。但牙弓前部多数牙缺失时，修复体的固位需依靠固位体的固位力和基托的附着力与黏着力共同作用，使义齿获得良好的固位效果。

前牙区牙列缺损修复设计时应注意前伸和侧向运动时的义齿稳定性，在功能状态下义齿不能有翘动，即人工牙与对殆牙要符合患者的前伸和侧向运动轨迹，在咬合运动时不应有早接触，尤其应注意尖

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

牙的侧方运动时，是否有𬌗干扰。在咬合状态下前牙区的基托下组织受力后被压缩，也会引起义齿翘动，特别在多数前牙缺失时，此现象更为明显。因此此类牙列缺损的稳定性设计对义齿修复后咀嚼功能的恢复有密切关系，一般在义齿设计时应考虑放置间接固位体，抵御因咀嚼力造成的义齿翘动。如个别前牙缺失，前磨牙区放置固位体外，远中延伸的基托也起着间接固位体的作用。而多数前牙缺失时，一般在缺牙区的邻近牙齿安放直接固位体外，还需在远端磨牙区安放间接固位体，以抵抗在咀嚼运动时义齿的翘动。而且间接固位体至直接固位体的距离比直接固位体至缺牙区前端的距离越远越有利于义齿的稳定，即平衡距大于𬌗力距（见图 5-74）。

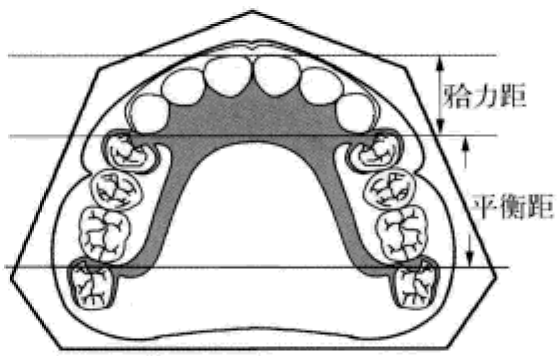


图 5-74　平衡距与𬌗力距之间的关系

4. 前牙的审美设计

前牙缺失，对患者的社交活动带来一定程度的影响，因前牙区个别牙或多数牙缺失，使牙列的完整性被破坏，甚至直接造成缺牙区唇侧软组织内陷，影响面部形态和美观。其影响的程度视缺牙数目、缺牙部位以及缺牙区牙槽骨吸收程度的不同而不同。因此修复设计时必须注意前牙的审美设计。个别前牙缺失，在选择人工牙的形态时应与对侧同名牙一致，排列应与邻牙和对侧同名牙协调。多数前牙缺失，在人工牙选择和排列时，还应考虑缺牙区牙槽嵴的丰满度。人工牙的形态和颜色应与脸型、肤色以及牙列中其他天然牙相协调，人工牙的排列除恢复与对𬌗牙相关关系外，还需注意牙列的外形与牙弓弧度是否协调，与患者自身审美是否符合，以及唇部的丰满度与脸形是否协调，以力求得到患者及其家属的认可。一般前牙区牙齿缺失，修复体唇侧不设计基托，使人工牙颈缘与口腔组织紧密贴合，能达到自然仿真效果。当前牙缺失数目较多并伴有牙槽嵴缺损，则需要放置基托，以弥补骨组织缺损并恢复面部应有的丰满度。唇侧安放的基托应注意人工牙颈缘线与缺牙区邻牙协调。另外义齿的固位体尽可能放置在后牙区，其具体位置视患者微笑和交流时暴露的牙位而定，其原则尽可能少暴露金属固位体，以免影响美观。

5. 前牙区覆𬌗覆盖度的设计

上颌牙列缺损时，前牙区的覆𬌗覆盖度与修复体设计有着密切关系。因为缺牙区腭侧选择何种类型基托应根据前牙的覆𬌗覆盖度，一般正常的覆𬌗覆盖度可按患者要求选择基托类型，但当前牙为深覆𬌗时，应视其程度分别对待。

（1）Ⅰ°深覆𬌗

一般可调磨下前牙以增加切龈距离。设计金属基托或金属网加强树脂基托，同时将义齿各部件连接成整体。

（2）Ⅱ°深覆𬌗

调磨下前牙切缘，使切龈距离满足金属基托厚度的要求即可，同时对调磨的下前牙切端做脱敏防龋处理。

（3）Ⅲ°深覆𬌗

通常这类患者的下前牙咬至硬腭区黏膜。通过调磨下前牙很难获得放置基托的间隙。若患者面下1/3 距离缩短、息止𬌗间隙在 4 mm 以上，可以考虑设计制作上前牙区的平面导板，压低下前牙。但此方法疗程较长，一般患者不易接受。也可采用下前牙根管充填治疗后行全冠修复，降低下前牙的牙冠高度，再行上前牙缺失的可摘局部义齿修复。

（三）病例设计

以下病例上下颌牙列均为右侧第二磨牙至左

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

侧第二磨牙。

1. 上颌 Kennedy Ⅳ类牙列缺损

（1）|1 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–75）

设计要点：

① 4|4 放置间隙卡环。

② 腭侧基托应延伸至 6|6 近中，起间接固位体作用。

③ 用金属或树脂基托连接义齿各组成部分。

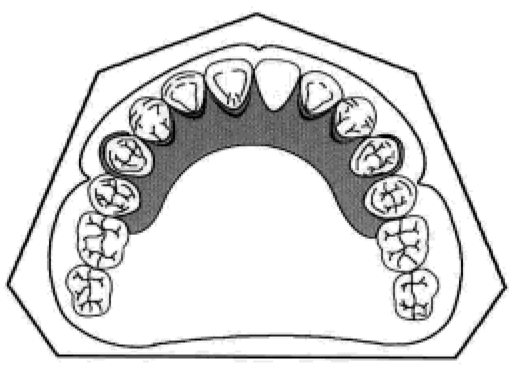


图 5–75　|1 缺失义齿设计图

（2）21|12 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–76）

设计要点：

① 65|56 放置联合卡环。

② 43|34 放置连续舌臂与 5|5 卡环舌侧臂连接起间接固位体作用。

③ 用侧腭杆连接义齿各组成部分。

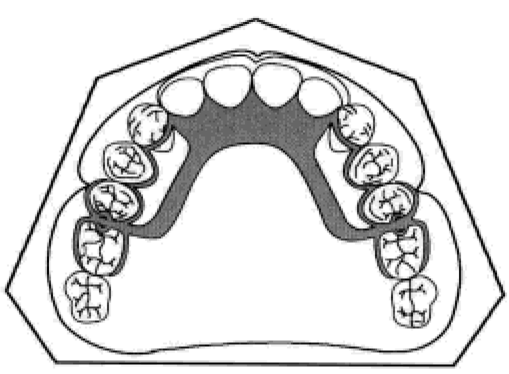


图 5–76　21|12 缺失义齿设计图

（3）321|12 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–77）

设计要点：

① 4|3 放置直接固位体，4| 为三臂卡环，|3 为单臂卡环。

② 7|7 放置间接固位体。

③ 用侧腭杆连接义齿各组成部分。

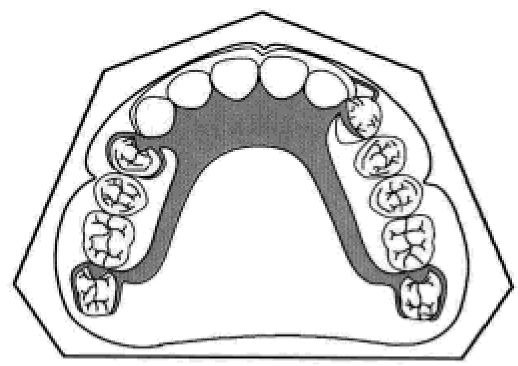


图 5–77　321|12 缺失义齿设计图

（4）4321|1234 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–78）

设计要点：

① 5|5 放置直接固位体，为三臂卡环。

② 7|7 放置间接固位体。

③ 用基托连接义齿各组成部分。

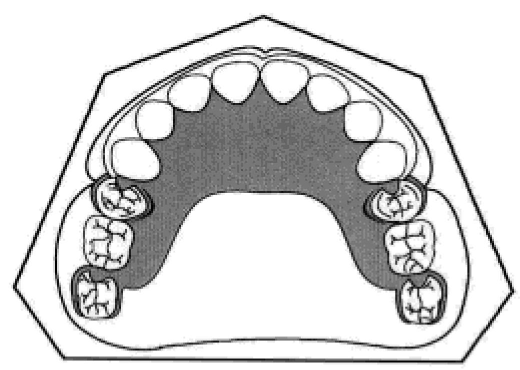


图 5–78　4321|1234 缺失义齿设计图

（5）54321|123456 缺失，采用混合支持式或黏膜支持式义齿设计（见图 5–79）

设计要点：

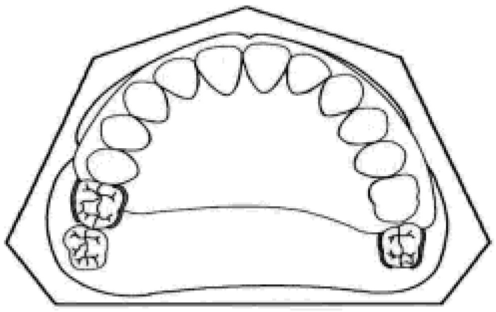
① 基牙健康，|7 安放三臂卡环，76| 联合卡环（见图 5–79b）。基牙条件略差，6|7 放置双臂卡环，采用黏膜支持式设计（见图 5–79a）。

② 用基托连接义齿各组成部分，基托范围尽可能扩展，起分散𬌗力与增加附着力的作用。

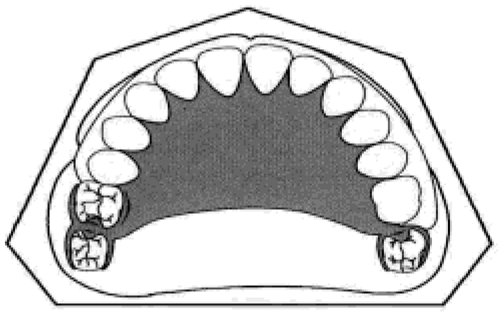
（6）21|123456 缺失，采用混合支持式义齿设计（见图 5–80）

设计要点：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 黏膜支持式义齿设计



b. 混合支持式义齿设计

图 5-79　54321|123456 缺失义齿设计图

① 3|7 放置直接固位体，3| 为单臂卡环，|7 为三臂卡环。

② 7| 放置间接固位体。

③ 用基托连接义齿各组成部分，基托面积适当扩大，以分散𬌗力。

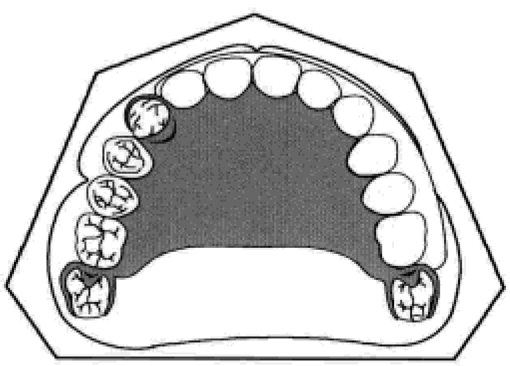


图 5-80　21|123456 缺失义齿设计图

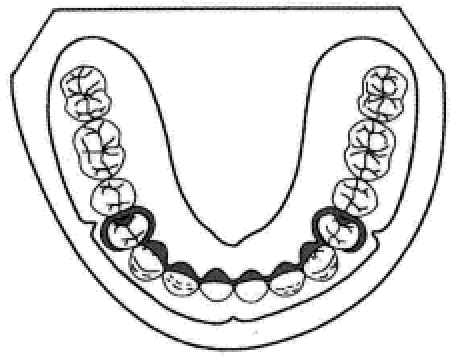
2. 下颌 Kennedy Ⅳ类牙列缺损

（1）1|1 缺失，采用牙支持式设计或混合支持式义齿设计（见图 5-81）

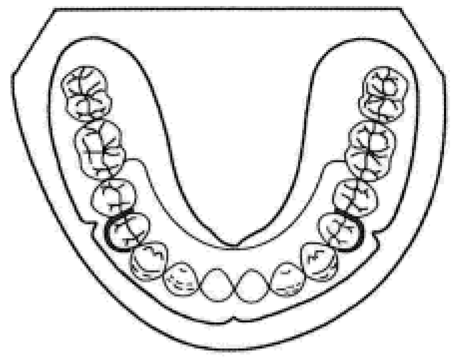
设计要点：

① 4|4 放置间隙卡环。

② 如基牙健康，固位型好，用 432|234 舌板与固位体连接。如需基牙以及缺牙区共同承担𬌗力，用基托连接义齿各组成部分结构。



a. 牙支持式义齿设计



b. 混合支持式义齿设计

图 5-81　1|1 缺失义齿设计图

（2）21|1234 缺失，采用混合支持式义齿（见图 5-82）

设计要点：

① |5 放置直接固位体，为三臂卡环。

② 6|7 放置间接固位体。

③ 用舌杆连接义齿各组成部分。

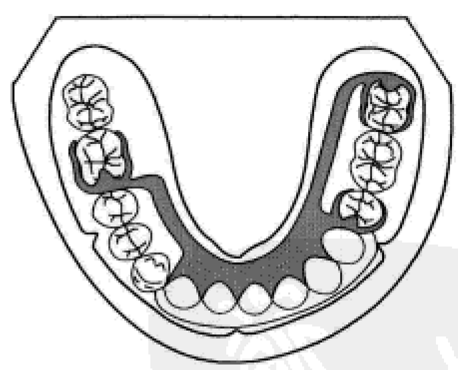


图 5-82　21|1234 缺失义齿设计图

（郑元俐）

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

参考文献

1 奥野善彦，大番敏行. 可摘局部义齿学(中文版).上海：上海教育出版社，2002.

2 Benson D，Spolsky V. A clinical evaluation of removal partial dentures with I-bar retainers. J Prosthet Dent，1979，41(3)：246-254.

3 Budtz-Jorgensen E，Bochet G. Alternate framework designs for removable partial dentures. J Prosthet Dent，1998，80(1)：58-66.

4 Cecconi B T. Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. J Prosthet Dent，1974，32(2)：141-151.

5 Curtis D A，Curtis T A，Wagnild G W，et al. Incidence of various classes of removable partial dentures. J Prosthet Dent，1992，67(5)：664-667.

6 Dean L J. Retention for a Removable Partial Denture. J Prosthod，1992，1(1)：11-17.

7 DeBoer J. The effects on function of distal-extension removable partial dentures as determined by occlusal rest position. J Prosthet Dent，1988，60(6)：693-696.

8 Demer W J. Analysis of mesial rest I-bar clasp designs. J Prosthet Dent，1976，36(3)：243-253.

9 Diwan R，Talic Y，Omar N，et al. Pattern waxes and inaccuracies in fixed and removable partial denture castings. J Prosthet Dent，1997，77(5)：553-555.

10 Donahue T J. Factors that augment the role of direct retainers in mandibular distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent，1988，60(6)：696-699.

11 Edward WO. Clinical Problem Solving in Dentistry CHURCHILL LIVINGSTONE，2004.

12 Fenton AH. Removable partial prostheses for the elderly. J Prosthet Dent，1994，72(5)：532-537.

13 Fisher R L，Jaslow C. The efficiency of an indirect retainer. J Prosthet Dent，1975，34(1)：24-30.

14 Herbert T S，Sumiya H，Lowell D W. Fundamentals of fixed Prosthodontics Quintessence. 1978.

15 Himmel R，Pilo R，Assif D，Aviv I. The cantilever fixed partial denture — a literature review. J Prosthet Dent，1992，67(4)：484-487.

16 Holt J E. Guide planes：When and where. J Prosthet Dent，1981，46(1)：4-6.

17 Krol A J. Clasp design for exterior base removable partial dentures. J Prosthet Dent，1973，29(4)：408-415.

18 Livaditis G J. Fabricating abutment crowns for existing removable partial dentures using custom resin clasp ana logs. J Prosthet Dent，1998，80(5)：619-629.

19 MacEntee M I. Biologic sequel of tooth replacement with removable partial dentures：a case for caution. J Prosthet Dent，1993，70(2)：132-134.

20 马轩祥. 口腔修复学.(5版)北京：人民卫生出版社，2003.

21 McCartney J W. The MGR Clasp：An esthetic extracoronal retainer for maxillary canines. J Prosthet Dent，1981，46(5)：490-493.

22 McDowell G. Force transmission of indirect during unilateral loading. J Prosthet Dent，1978，39(6)：616-621.

23 Mensor M C，Ahlstrom R H，Scheerer E W. Compliant Keeper system replication of the periodontal ligament protective damping function for implants：Part Ⅰ. J Prosthet Dent，1998，80(5)：565-569.

24 Pellecchia M，Pellecchia R，Emtiaz S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-support prosthesis：a clinical report. J Prosthet Dent，2000，83(6)：607-612.

25 Pigno M A，Blackman R B，Cronin R J Jr，et al. Prosthodontic management of ectodermal dysplasia：a review of the literature. J Prosthet Dent，1996，76(5)：541-545.

26 平沼谦二. 部分活动义齿技术——设计与制作(中文版).西安：陕西科学技术出版社，2001.

27 Robert L. Designing Removable Partial Dentures Dent Clin North Am，1984，28(2)：307-325.

28 Russell J S，Frank J W. An Atlas of Removable Partial Denture Design.

29 Shifman A，Ben-Ur Z. Prosthodontic treatment for the Applegate-Kennedy class V partially edentulous patient. J Prosthet Dent，1996，76(2)：212-218.

30 Shimodaira K，Yoshida H，Yusa H，et al. Palatal augmentation prosthesis with alternative palatal vaults for speech and swallowing：a clinical report. J Prosthet Dent，1998，80(1)：1-3.

31 Tran C D，Sherraden D R，Curtis T A. A review of techniques of crown fabrication for existing removable partial dentures. J Prosthet Dent，1986，55(6)：671-673.

32 Wee A G，Schneider R L，Aquilino S A. Use of low fusing alloy in dentistry. J Prosthet Dent，1998，80(5)：540-545.

33 William R L，Joseph A G. Diagnosis and Treatment in Prosthodontics Lea & Febiger. 1983.

34 徐君伍. 口腔修复理论与临床. 北京：人民卫生出版社，1999.

35 徐君伍. 口腔修复学. 3版.北京：人民卫生出版社，1994.

36 徐君伍. 口腔修复学. 4版.北京：人民卫生出版社，2000.

37 张富强. 口腔修复基础与临床. 上海：上海科学技术文献出版社，2004.

38 赵云凤. 口腔生物力学. 北京：北京医科大学，中国协和医科大学联合出版社，1996.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第六章　可摘局部义齿修复治疗步骤

当患者因拔牙、松动牙脱落或外伤等原因造成牙列缺损时，从可摘局部义齿修复牙列缺损的角度，除了要用修复体修复缺失牙，恢复牙列的完整性外，更应注意患者余留牙的牙周健康，重建协调的𬌗关系，保护口腔软硬组织。为此，对于牙列缺损患者，在开始口腔修复治疗前，必须先通过仔细的病史询问、临床检查和制取诊断模型等步骤来明确诊断并确定治疗计划，以便根据治疗计划完成修复治疗（见图6-1）。

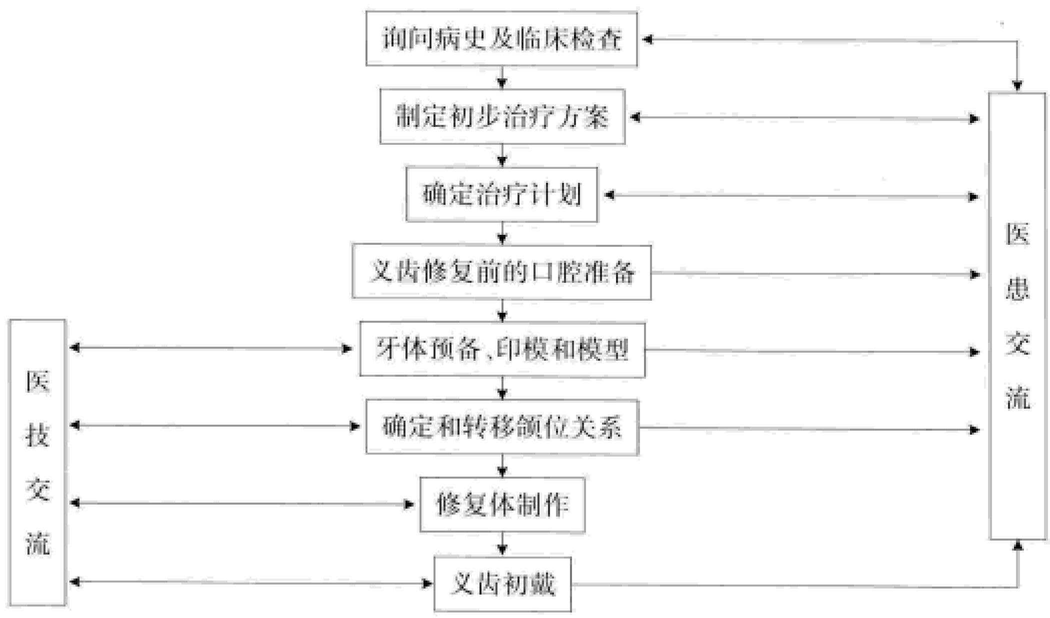


图6-1　可摘局部义齿修复治疗流程图

第一节　病史询问及临床检查

一、病史询问

1. 了解主诉

主诉是患者就诊的主要原因和迫切需要解决的问题。可通过询问患者的缺牙原因、缺牙时间；缺牙后的感受，如有无疼痛、肿胀等症状；缺牙后的功能障碍情况，如有无咀嚼或发音问题等及缺牙后是否影响美观等来了解患者的就诊目的和要求。

2. 采集系统病史

虽然口腔修复治疗主要是针对口腔范围的专科治疗，但在采集病史时还是要注意收集与本专业治疗安全性有关或与本专业疾病病因学相关的全身情况，如有无严重疾病史，包括心血管疾患、糖尿病、免

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

疫系统疾病等；有无传染性疾病史，如乙型肝炎、获得性免疫缺陷综合征(AIDS)或梅毒等；有无过敏史；目前正在接受的全身性系统疾病治疗情况；既往住院病史；是否做过或即将接受放射治疗等。

3. 采集专科病史

一般包括开始发病的时间、原因、发展过程以及曾接受过的检查和治疗，完整的专科病史资料包括：牙周病史、修复治疗史、牙体牙髓治疗情况、正畸治疗情况、口腔外科治疗情况及颞颌关节病等。

二、临床检查

(一) 院内感染防治措施

为了尽量减少口腔诊疗室中获得性免疫缺陷综合征及其他传染性疾病在医患之间、患者之间的传播，在进行临床检查时，医师都应常规遵循以下感染控制措施：

1. 医师的防护

进行临床操作时均应佩戴消毒的医用手套，并戴用口罩、眼罩或面罩，以防止口鼻和眼部的黏膜沾染飞溅的血液和唾液。

2. 临床器械的消毒灭菌

所有临床器械，如磨石、钻针以及其他可重复使用的物品，均应进行有效的消毒灭菌后方可使用。消毒设施包括高压灭菌器、高温干热炉、化学蒸气灭菌器及消毒剂等。开始消毒前应清除附着的残屑、清洗并拭干。

3. 技工室用品的消毒

技工室用品，如𬌗托、面弓𬌗叉、义齿金属支架、试戴蜡型、完成的修复体、重衬及送回调改的修复体等必须彻底清洁、用碘伏溶液消毒，并分开置于灭菌袋中灭菌；对于浸泡后会产生变形的印模，如聚醚橡胶印模等应使用喷涂消毒法，受污染的石膏模型也应清洁并喷涂适用的消毒液或用紫外线光照+臭氧消毒法(见图 6-2)。

4. 诊室内器械和桌椅的清洁消毒

要注意清洁诊室内器械和桌椅的表面，包括定期定时用去污剂擦洗并用医院指定的清洁消毒剂涂搽。



图 6-2 石膏模型消毒柜(紫外线光照+臭氧消毒法)

5. 医用垃圾的处理方法

污染的可丢弃医疗材料应置于塑料袋内，尽量远离人群放置，并与生活垃圾分开处理；锐利物品如探针和手术刀片等应置于不易穿透的容器内，要严格根据相关部门所规定的医用垃圾处理方法操作。

总之，要对所有的技工设备、治疗器械和修复体进行灭菌，应尽量做到高质量的感染控制或消毒。当出现新的抗感染信息和知识时，必须及时更新相应的感染控制措施。

(二) 口腔检查

在明确诊断之前，应进行全面的口腔检查。常用检查器械包括口镜、探针（牙周探针）(见图 6-3)、X 线片等，有时还要进行牙髓活力测定和诊断模型分析等(见图 6-4)。

口腔检查可遵循以下步骤：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

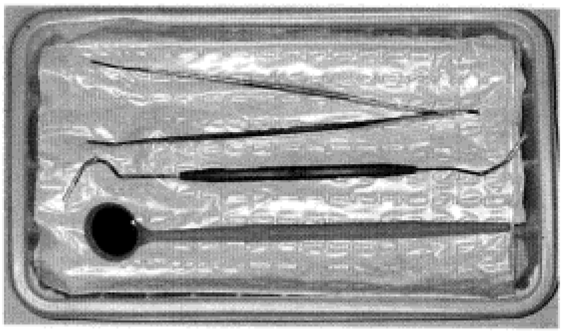


图 6-3 口腔修复常用检查器械



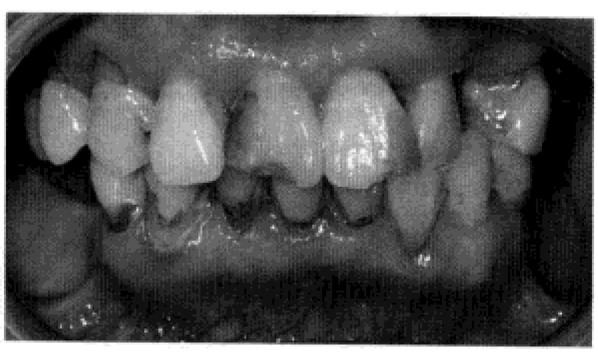
图 6-4 临床检查

1. 目测检查

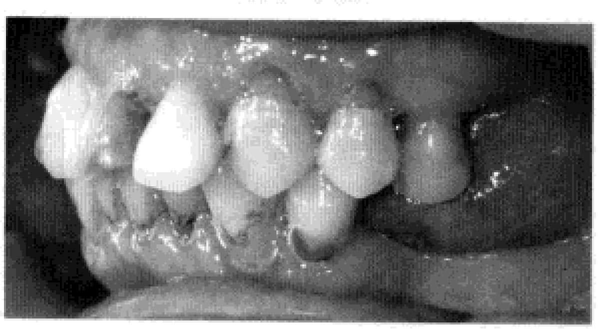
目测检查可发现许多疾病的征象,检查内容包括(见图 6-5):

(1) 颌面部外形及特征

包括颌面部的肤色、左右对称性、比例协调性,口唇外形及其与上下前牙的位置关系,面型和侧面轮廓类型,有无畸形等。



a. 病例正面观



b. 病例左侧面观

图 6-5 目测检查时的状况

(2) 牙体

检查因龋患、磨耗、外伤等导致的牙体缺损情况,记录有龋患或已治疗过的牙齿数目、继发龋及脱矿现象;并记录除龋患以外的牙体缺损数目、部位和范围;以及殆面磨耗程度。

(3) 牙周

应注意观察牙龈红肿情况、牙结石情况、牙龈退缩程度及膜龈关系等,但最终的牙周破坏程度必须结合 X 线片和牙周探诊才能确定。

(4) 牙列

口腔内余留牙数量、缺失牙部位和牙槽嵴条件等将决定义齿的类型和设计。

(5) 咬合关系

临床检查不能只注意单颌情况,同时应注意上下颌的咬合关系,检查缺牙区的殆龈距离有无足够的修复间隙。Ⅲ度深覆殆患者下前牙咬及上前牙舌侧颈缘甚至颈缘处牙龈,会使可摘局部义齿人工牙与义齿基托连接处的间隙不足甚至无间隙。如在口腔检查时未注意这种咬合关系,会造成修复体易折裂或根本无法制作义齿;另外,当缺牙区的对殆天然牙明显伸长时,会因为所需要修复的缺失牙的修复间隙不足而影响义齿排牙或形成殆干扰,并可能会对卡环和殆支托的设计或义齿制作造成困难(见图 6-6)。

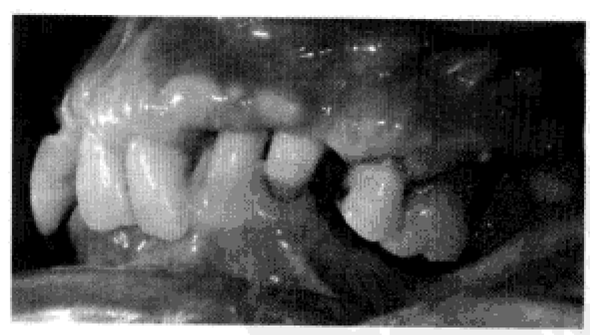


图 6-6 深覆殆伴后牙伸长导致无足够的修复间隙

(6) 口腔软组织

观察口底、舌、前庭沟、系带等软组织的形状、位置有无异常,是否影响义齿修复。

(7) 开口度开口型的检查

开口度是指患者大张口时,上下中切牙切缘之

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

间的距离。正常的开口度为3.7~4.5 cm，低于此值表示开口受限。开口型是指下颌自闭口到张大的整个过程中下颌的运动轨迹。正常的开口型下颌向下后方，左右无偏斜，正面直观向下。

2. 探诊、叩诊、触诊和扪诊检查

(1) 牙体

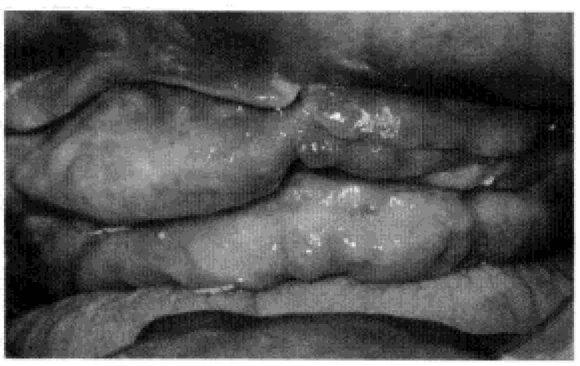
探诊检查缺损牙列中余留牙的状况，有否较隐匿的龋病、牙颈部缺损等；明确牙体缺损后的敏感度、龋洞范围、有无穿髓点等情况。

(2) 牙周

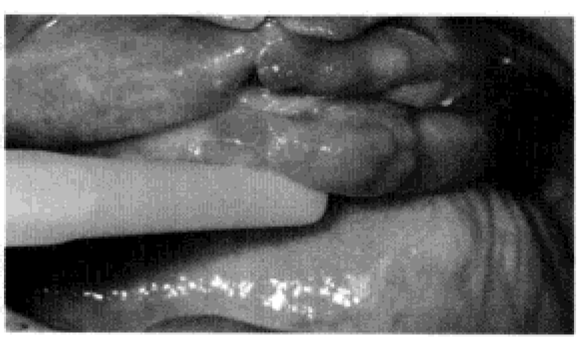
用牙周探针检查牙列中余留牙的牙周袋深度、牙龈附着水平，有无根分歧病变；并检查牙齿松动度，有无叩痛等。

(3) 牙槽嵴黏膜

检查缺牙区有无松软活动的软组织。有时缺牙区牙槽嵴形态看似较好，但通过触诊可能会发现骨质已部分吸收，并被松软纤维结缔组织取代，这些松软组织不利于可摘局部义齿的固位(见图6-7)。



a. 牙槽嵴的松软组织



b. 可推动的松软组织

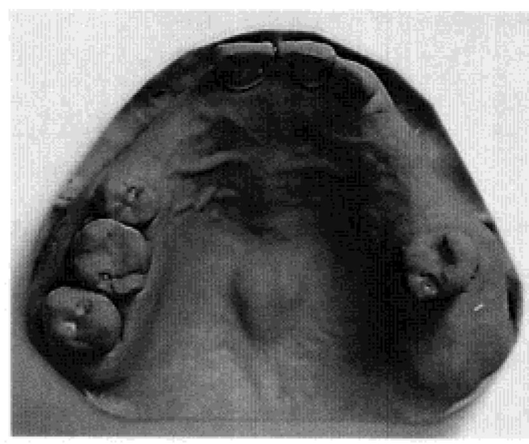
图 6-7　缺牙区牙槽嵴顶被纤维结缔组织取代

(4) 骨突骨尖

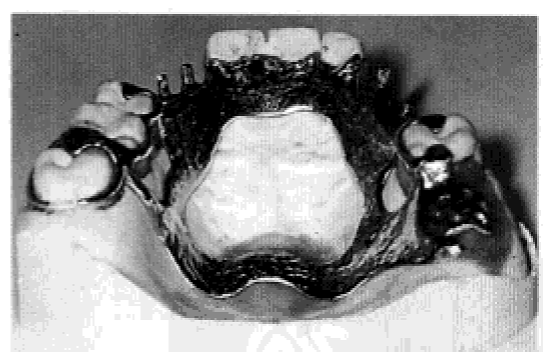
检查牙槽嵴有无隆突和其他骨突骨尖，并根据骨突骨尖的范围、突度和部位预估其对义齿的影响，以决定是否要进行必要的牙槽嵴修整术或只是在可摘局部义齿设计和制作中对有骨突骨尖的区域作必要的避让和缓冲。

(5) 软组织可让性

由于口腔内不同区域软组织可让性存在差异，所以要检查可摘局部义齿覆盖区域软组织的可让性，以帮助确定义齿大连接体的缓冲量。如通过触诊检查腭中缝处的黏膜与牙槽嵴黏膜在可让性上的差异，帮助确定腭部大连接体在该区域组织面的缓冲量。缓冲量与腭中缝和牙槽嵴黏膜在可让性上的差异程度直接相关，如腭中缝处黏膜薄而其他区域黏膜较厚实，腭中缝处需增加缓冲量，反之则要减少(图6-8)。



a. 患者腭中缝处有一较大硬区，黏膜可让性差



b. 由于腭中缝黏膜与牙槽嵴黏膜可让性差异较大，需在腭部大连接体与腭中缝硬区之间预留一定的缓冲量(图中红蜡处)

图 6-8　软组织可让性和缓冲量

(6) 关节区、咀嚼肌

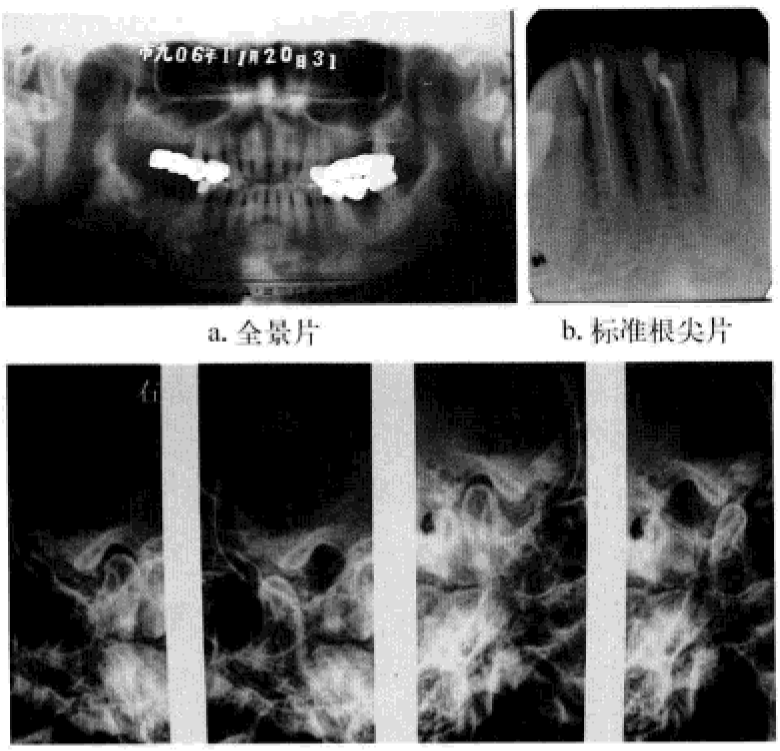
检查颞颌关节的活动度和弹响，髁突的运动情况，以及咀嚼肌有无压痛等，以明确关节、咀嚼肌和

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

牙殆的协调关系。

3. X 线检查

口腔修复治疗常用的 X 线检查项目包括标准根尖片、口底片、全景片、薛氏位片、牙 CT 等(见图 6-9)。医师应根据患者的体检情况,结合检查目的选择合适的 X 线检查项目,X 线检查的目的是:



a. 全景片　　b. 标准根尖片

c. 薛氏位片

图 6-9　口腔修复治疗常用 X 线片

(1) 牙体

通过 X 线检查确定有否龋病（包括继发龋）;龋病治疗后充填物有否悬突,边缘是否密合;牙髓病变治疗后根管充填情况;根尖周炎治疗后炎症消除状况等。

(2) 牙列

X 线检查可显示牙列中已有的固定修复体状况,如全冠边缘密合性;固定桥的桥体长度等;同时可了解缺牙区有否被软组织覆盖的残根等。

(3) 牙周

检查基牙的牙根长度和形态、病理性牙槽骨丧失量以及余留牙槽骨的支持高度,帮助评价牙周状况和预后,确定是否需要牙周治疗。

(4) 颌骨

检查颌骨内有无占位性病变。检查上颌窦、下颌神经管与牙根的位置关系等,以协助制定种植体的植入方案。

(5) 颞下颌关节

检查髁状突和关节窝在开闭口位时的相对位置、关节间隙和左右对称度等。

上述 X 线检查都有助于可摘局部义齿修复治疗方案的确定。

4. 牙髓活力测验

对疑似牙髓活力存在问题的牙齿应做牙髓活力测验,通过热测和电测法,评价牙髓活力情况,并借此判断是否需要进行根管治疗等。

5. 其他特殊检查

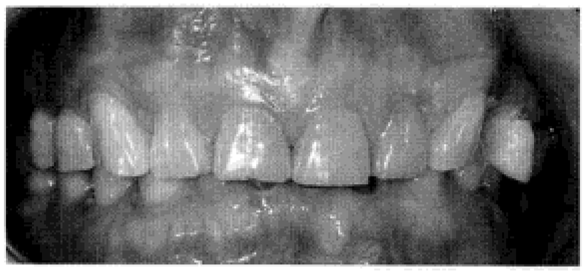
包括殆力检测、咀嚼效能检测、肌电图、下颌运动轨迹检查和颞下颌关节电生理等。这些检查常用来评价口腔咀嚼功能和咀嚼系统的协调性。余留牙殆面和切缘重度磨耗、上下牙列咬合关系异常等病例,在修复前的上述检查可以帮助了解咀嚼功能受影响的程度,并能进一步明确牙列缺损与口颌系统功能紊乱的关系,有助于制定正确的治疗计划和修复设计方案(见图 6-10)。

6. 诊断模型检查

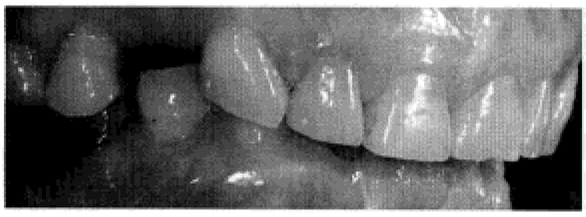
通过取印模灌制精确的石膏模型，并将模型直接或经殆位记录转移到殆架上，便于仔细观察牙齿的位置形态、牙体组织磨耗情况以及咬合关系等,这种能直接进行观察,并能弥补口腔内一般检查不足的石膏模型称为诊断模型(diagnostic cast)。但必须指出,有较多牙结石堆积的牙齿不能反映真实的牙齿和牙龈的外形，不利于取得准确的诊断模型，所以制取诊断模型前应做必要的龈上洁治(supragingival scaling)。

上述各项检查结果均应详细记录并保存,以便

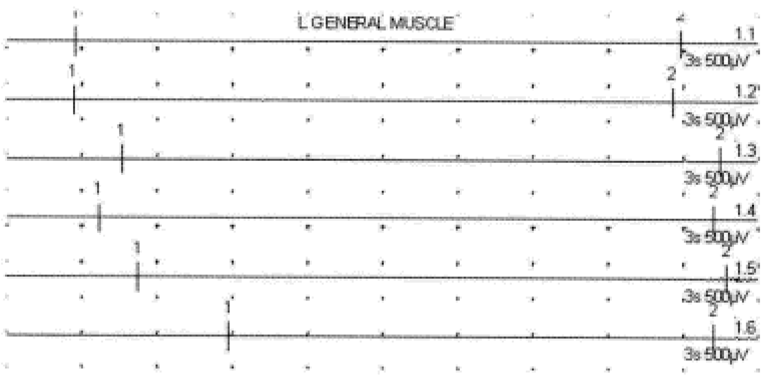
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



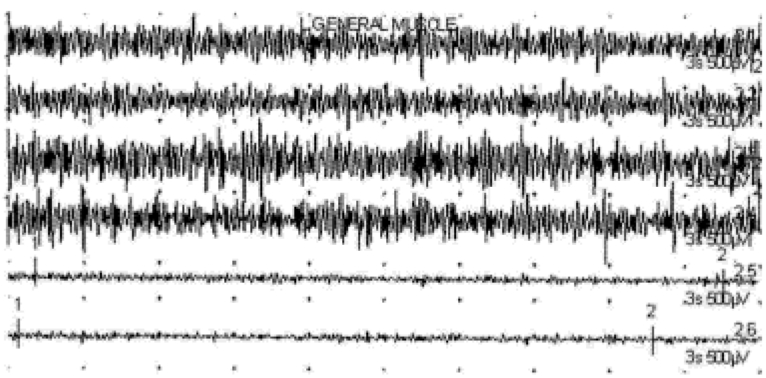
a. 病例正面观



b. 病例右侧面观



c. 患者静息时的肌电图



d. 患者咬𬌗时的异常肌电图

图 6-10　重度磨耗病例修复治疗前的肌电图检查

今后会诊、复诊或对比治疗效果时使用。

(三) 诊断模型

诊断模型应精确反映上下牙列和邻近组织，在有牙列缺损的牙弓，诊断模型必须包括缺牙间隙和基托可能伸展到的口腔组织。为保证诊断模型的强度和耐磨性，应该用牙科人造石灌制模型(见图 6-11)。

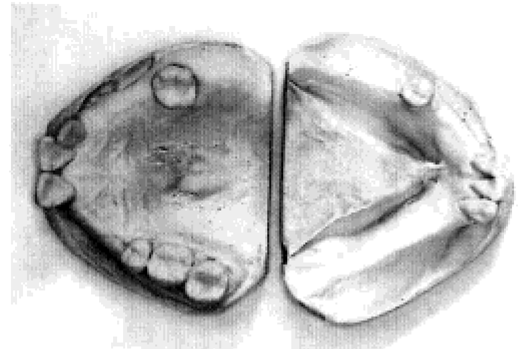
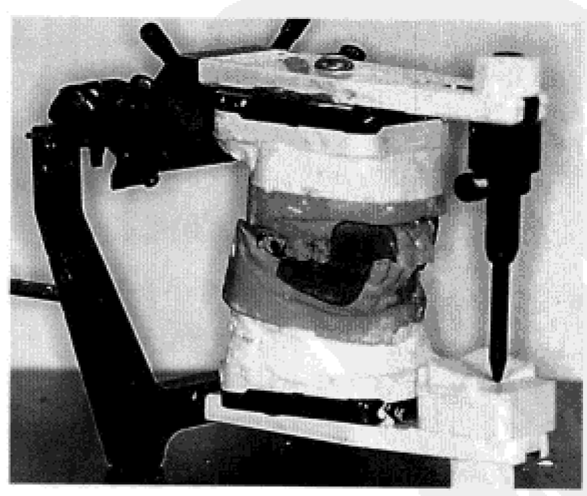


图 6-11　诊断模型

1. 诊断模型的作用

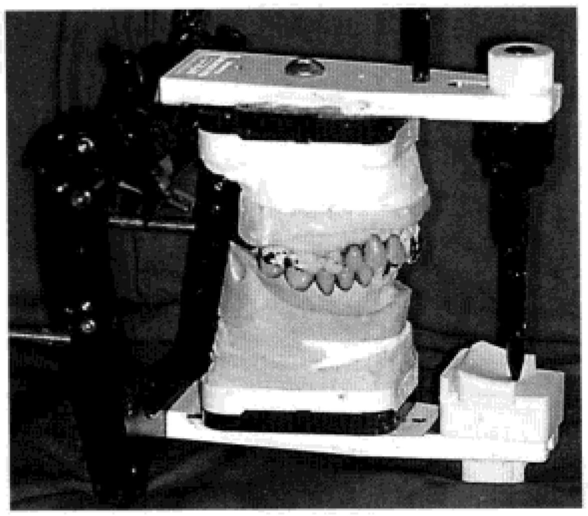
(1) 可协助医师与患者之间的沟通

诊断模型可在患者面前形象地展示目前患者口腔情况和存在的问题。如缺失牙的多少、部位，缺牙区牙槽嵴的吸收情况，覆𬌗覆盖情况，以及缺牙后邻牙移位倾斜、对颌牙伸长程度等情况。使患者更容易理解为什么需要调磨伸长、倾斜牙以及个别伸长牙需要根管治疗后通过冠修复以恢复正常𬌗曲线的治疗措施。同时在正式治疗前，也可以利用在诊断模型上预先恢复完整牙列的诊断蜡型(diagnostic waxing)，帮助患者理解修复后𬌗关系改善程度和前牙可能达到的美观效果等(见图 6-12)。这样可使患者对治疗目的、计划及治疗后可能达到的效果有更形象的理解，也方便医师与患者讨论治疗方案和费用问题。由于修复过程常常为不可逆性的，且疗程较长，所以在开始治疗之前，医师必须与患者达成共识，且在制定治疗计划阶段就应该让患者明确费用情况，以减



a. 已转移至𬌗架上的诊断模型

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



b. 诊断蜡型

图 6-12　诊断模型和诊断蜡型

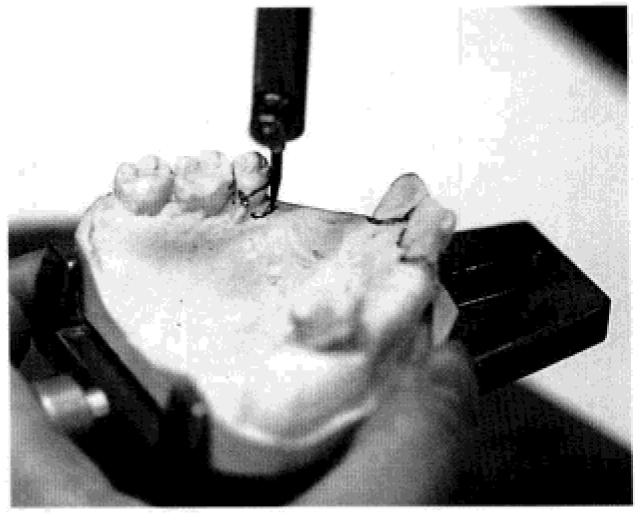


图 6-13　诊断模型和模型观察仪

少日后的医疗纠纷。所以，诊断模型对医患交流、确定治疗计划、减少医疗纠纷都非常有帮助。

（2）检查牙合关系并模拟调牙合或牙合重建过程

利用诊断模型，可分别从舌侧、颊侧等多种角度直接清楚地观察到覆牙合覆盖情况，可利用的牙合间距离以及用来放置牙合支托、卡环等的修复间隙，以利牙合关系的分析。并根据患者在牙合关系上存在的问题，在诊断模型上作相应的调整以达到较理想或较协调的牙合关系，即模拟调牙合或牙合重建过程，这样就可以利用诊断模型来分析通过调牙合或牙合重建来改善现有牙合关系的可行性并指导今后的临床调牙合。

（3）确定义齿就位道

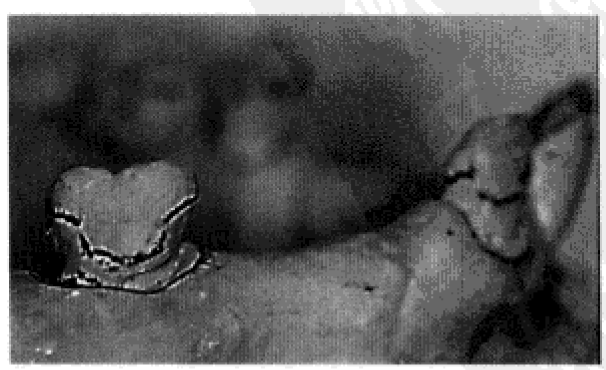
将诊断模型放置在模型观测仪上，可通过改变模型观测台的倾斜角度，观察在不同倾斜角度下，哪种模型倾斜角度更适合在牙齿的邻面制备相互平行的导平面，即在该角度时磨除的牙体组织较少却能形成较大面积的导平面；在该角度时影响义齿摘戴的干扰区域较小，如缺牙区牙槽嵴唇侧的倒凹较少；且根据此角度画出的基牙外形高点线所划分的基牙倒凹区能为卡环提供足够的固位力。也就是说，可以通过模型观察仪和诊断模型选择既有利固位、牙体预备量较少又不影响美观的模型倾斜角度作为可摘局部义齿的就位道方向，帮助最终确定义齿设计方案（见图 6-13）。

（4）制作和调改个别托盘

可在诊断模型上制作个别托盘，但要注意的是，在制作个别托盘时不能损伤诊断模型，因为诊断模型有重要的参考价值，所以在制作个别托盘需要填倒凹时，应用不可逆性水胶体印模材（藻酸盐）复制诊断模型，然后在复制的诊断模型上填倒凹和制作个别托盘；也可以用油泥或蜡填倒凹后再制作和调改个别托盘，这样也不会损坏诊断模型。

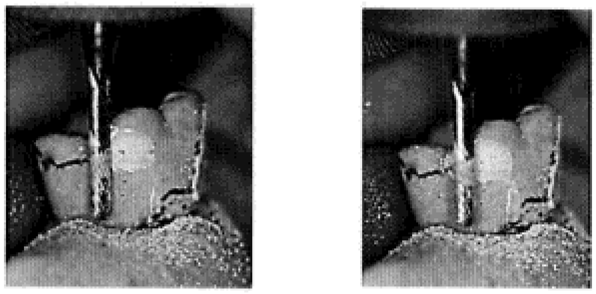
（5）指导牙体预备

原始的诊断模型应成为临床记录的一部分，作为修复治疗前后的参照保存起来。但可以对复制的诊断模型按需要进行磨改，如将局部义齿支架的设计以及就位道和脱位道等均用铅笔记录在复制的诊断模型上，再用模型观测仪的刀具削除将在临床上需要磨改的部位，如伸长牙、倾斜牙，牙冠过大的倒凹区，支托位置等，记录口内磨改的部位和程度，以供临床牙体预备时参考（见图 6-14）。

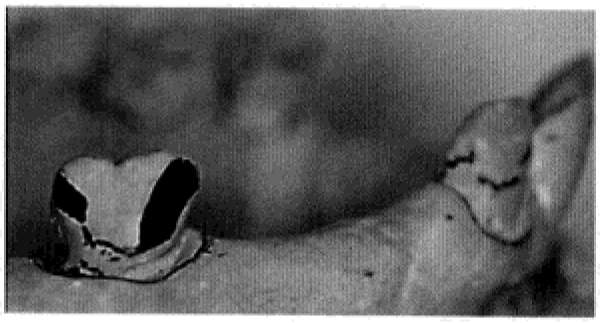


a. 在复制模型上划观测线

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



b、c. 根据观测线和设计调改基牙轴面形态



d. 将所作的调改记录在复制模型上以便指导临床牙体预备

图 6-14　诊断模型指导牙体预备

2. 诊断模型转移至𬌗架

为了完成诊断模型的上述作用应将模型转移到可调节𬌗架上，进行咬合状态及咬合运动时的动态分析。可调节𬌗架可分为非髁型(nonarcon) 𬌗架和髁型(arcon)𬌗架，髁型𬌗架的特点是髁突和自然状况相似连于下颌体上。而临床使用较多的非髁型𬌗架，髁突均连于上颌体，如 Hanau H 系列、Dentatus 和改良 Gysi 𬌗架等。诊断模型转移至𬌗架分两步骤完成：

（1）上颌模型转移至𬌗架

临床医师使用面弓将上颌模型转移并固定在𬌗架的上颌体上。最初的面弓只是用于转移任意参考点（arbitrary reference point）到髁突参考点的距离，使模型上给定的点到髁突的距离与患者口腔中的情况一致，如 Hanau H 𬌗架。后有学者在面弓上附加可调节的眶下指针，在𬌗架上附加眶平面指示标志，并用连于下颌的轴弓确定铰链轴点的位置后就可确定眶下点与铰链轴点的平面，即轴眶平面，从而转移模型与轴眶平面的相对高度，将上颌模型正确地定位在𬌗架上，使之与患者的上颌和轴眶平面的关系相一致。

但任意点或铰链轴的位置长期以来就有争议。Gysi 等人认为应位于外耳道上缘与眼外眦连线上，距耳屏 11~13 mm 处；也有人认为是在眼耳连线上，距耳屏后缘中点 13 mm 处。Bergstrom 将任意点定位在置于外耳道内的球状耳塞的中点前方 10 mm，眶耳平面(frankfort 平面)下方 7 mm 处。Beck 的一系列实验报告显示，与其他两个定位点相比，Bergstrom 提出的任意轴点更接近运动轴点，而多数学者都同意任意点应尽量接近运动轴点。所以，Bergstrom 的轴点可相对准确地转移上颌模型的关系。

如前所述，如果把两侧的铰链轴点分别作为面弓参考点的第一和第二点，眶下缘的最低点就是确定轴眶平面的第三点，但也有学者用的是瞳孔中点线上骨性眼眶的最低点。为统一起见，在面弓转移时，多用右侧的眶下缘点。转移关系前，在患者面部用墨水标记这 3 个点(两侧轴点和眶下缘点)(见图 6−15)。

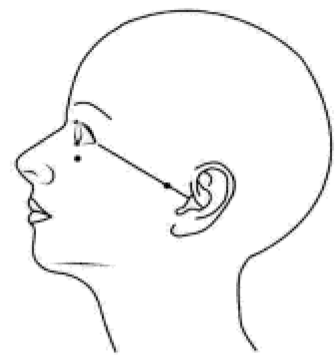


图 6−15　在患者面部标记的 3 个参考点的示意图

后又有学者将外耳道作为两侧轴点，即为耳塞式面弓（见图 6−16），耳塞式面弓是由 Dalbey 于 1914 年首次报道，但直到 20 世纪 60 年代早期才

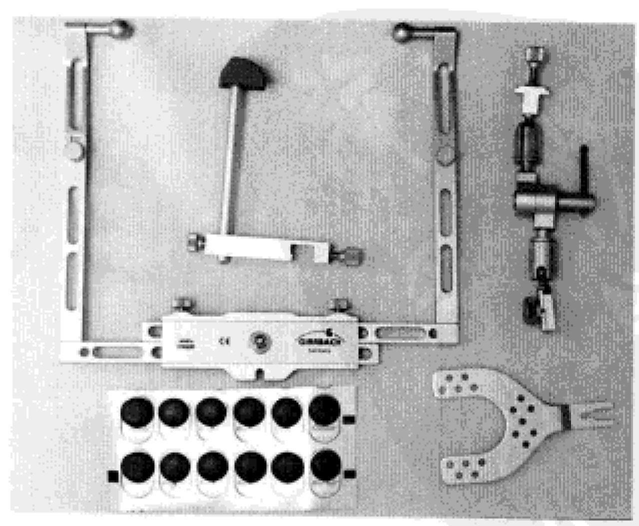


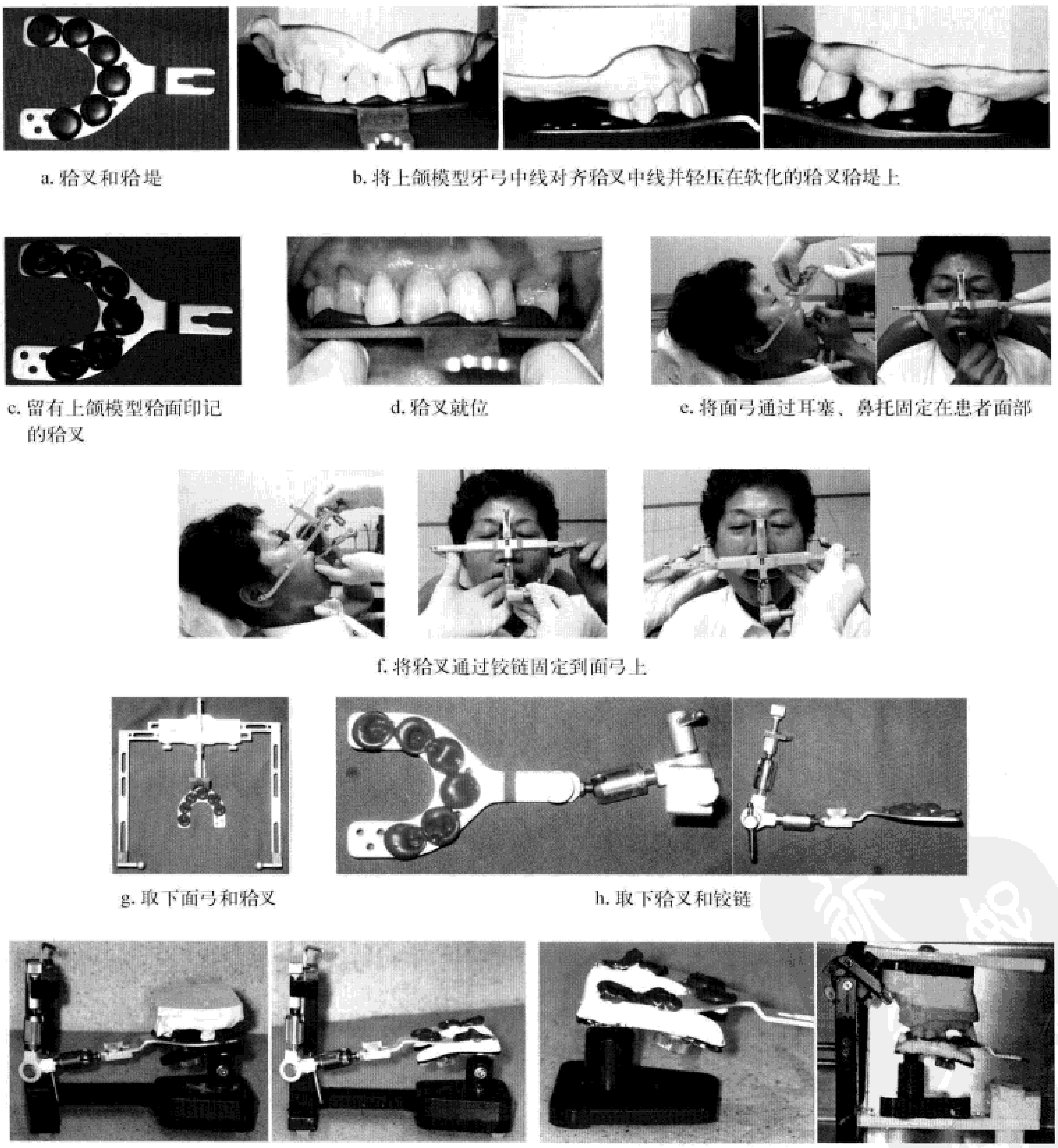
图 6−16　耳塞式面弓及其配件

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

得到较为广泛的应用。与采用耳屏–眼外眦连线上任意标志点相比，利用耳塞式面弓确定上颌模型的位置，更能准确地反映其与铰链轴的关系。其使用简单，不需在面部做测量或标记，耗时较少，下面以耳塞式面弓为例说明将上颌模型转移至䶢架上的步骤（见图 6–17）。

① 准备䶢叉和䶢堤

在面弓䶢叉的上、下两面均匀覆盖聚醚、聚乙烯或软化的基托蜡。然后将䶢叉轻压在诊断模型上，要求䶢叉中线与牙弓中线对齐。使软化的基托蜡上留下上颌模型䶢面和切端的印记，以便䶢叉在患者口腔内正确就位。



a. 䶢叉和䶢堤　b. 将上颌模型牙弓中线对齐䶢叉中线并轻压在软化的䶢叉䶢堤上

c. 留有上颌模型䶢面印记的䶢叉　d. 䶢叉就位　e. 将面弓通过耳塞、鼻托固定在患者面部

f. 将䶢叉通过铰链固定到面弓上

g. 取下面弓和䶢叉　h. 取下䶢叉和铰链

i. 将䶢叉和铰链固定在转移台上　j. 利用转移台将面弓定位到䶢架上

图 6–17　耳塞式面弓转移上颌模型至䶢架的步骤

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

② 殆叉就位

按留有上颌模型殆面和切端印记的殆堤，将殆叉置入口腔内牙弓正中，以手指暂时固定。

③ 面弓固定

将面弓套索滑过殆叉前部的突出部位。患者可协助将塑料耳塞置入外耳道内，固定面弓上的螺丝；将塑料鼻托定位在面部正中的鼻根部，拧紧垂直杆上的T形螺丝，并注意当拧紧螺丝时不要使面弓倾斜脱离原位，并使面弓经过眶下缘。

④ 将殆叉通过铰链固定到面弓上

将殆叉通过带有万向轴的铰链固定到面弓上，并注意固定时要保持殆叉和面弓原有的位置不变。这样，面弓不仅记录了髁突到上颌中切牙近中接触点的距离，还记录了殆平面与轴眶平面的角度关系。

⑤ 将上颌模型转移到殆架上

当所有部件都固定好以后，嘱患者张口，小心取出整个面弓。然后，将上颌模型通过转移台转移至殆架上。

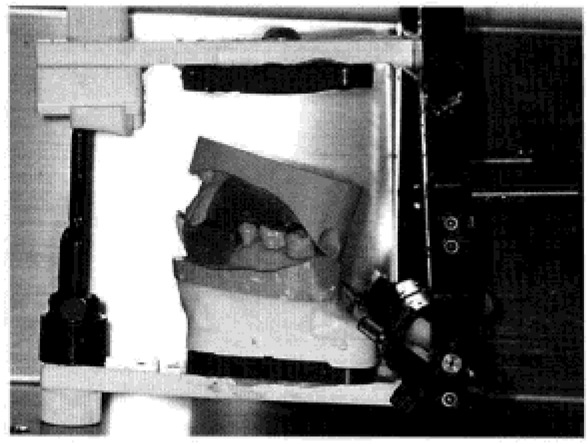
（2）下颌模型转移到殆架

通过上述的面弓转移，上颌模型已正确地转移至殆架的上颌体上，这时上颌模型与殆架上颌体的关系就等同于上颌骨与铰链轴和眶耳平面的关系。然后就要将下颌模型定位到殆架的下颌体上。

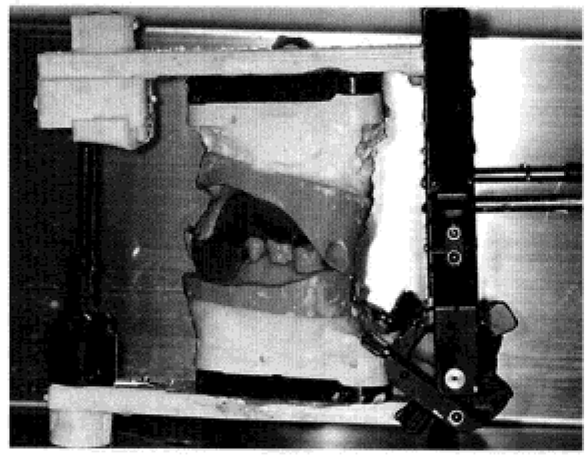
① 通过正中关系转移下颌模型

首先将殆架倒置并锁定在正中位置，为了补偿殆间记录材料的厚度，调节切导针使殆架上下颌体前部的距离比两颌体平行时增加2~3 mm。当去除殆记录后，上下模型接触时，殆架的上下颌体就接近平行了（见图6-18）。

殆架上咬合关系的验证：需在患者口内重新取得正中关系位的咬合记录，将新取得的咬合记录与殆架上模型的咬合关系进行核对，检查此时殆架髁球是否紧贴髁槽。如果两者不贴合，可能为原有殆记录不正确，或殆记录正确但模型转移至殆架的操作有误，或新取的殆记录不正确等原因造成。若是新取的殆记录不正确，则需重取咬合记录；若是



a. 殆架倒置，通过殆记录将下颌模型定位在上颌模型上



b. 将定位好的下颌模型固定到殆架上

图6-18　转移下颌模型

模型转移至殆架的操作或原有殆记录有误，则需重取殆记录、将模型重新转移至殆架上并重新验证咬合关系，直至殆架髁球紧贴髁槽。

② 通过牙尖交错关系转移下颌模型

某些情况下，可将复制的诊断模型按牙尖交错位上殆架。如果口内有多数后牙余留，后牙区最少有3个接触点，牙弓每一侧磨牙有广泛接触，同时检查未见颞下颌关节紊乱、咀嚼肌功能紊乱、或由于咬合因素引起的牙周症状等情况时，由余留牙构成的牙尖交错位较稳定，可将诊断模型按这种稳定的牙尖交错位上殆架（见图6-19）。

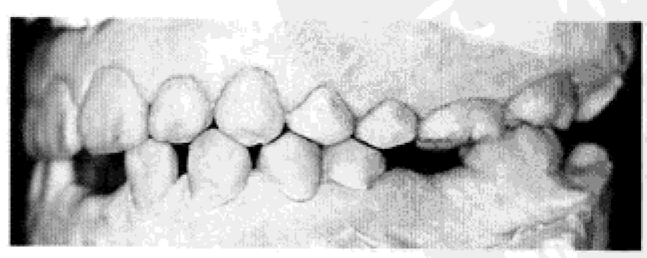


图6-19　余留牙构成的牙尖交错位较稳定时可将诊断模型按这种稳定的牙尖交错位上殆架

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第二节　确定治疗计划

一、可摘局部义齿修复前期治疗计划

（一）牙体牙髓治疗计划

在口腔修复治疗前，除了要治疗已确诊患有龋病、牙髓病及根尖周炎的患牙，在制订牙体牙髓治疗计划时，还要综合考虑患者的年龄、龋齿活动情况、牙周情况、口腔卫生习惯等，以及在进行可摘局部义齿修复时是否需要磨改余留牙外形等来确定牙体牙髓的治疗计划。除了已确诊的牙体牙髓病需要相应的治疗外，尚有以下几种情况需要进行牙髓病和根管治疗：

1. 易龋的基牙

当检查发现患者有易龋倾向时，则对患有龋齿或需要磨改外形的基牙进行牙髓病和根管治疗，再予全冠修复，使基牙相对长期的保存于口腔内并承担义齿支持功能。

2. 覆盖义齿的基牙

对于计划作为可摘局部覆盖义齿需覆盖基牙的余留牙应常规予根管治疗。

3. 磨改牙冠外形可能影响牙髓活力的基牙

倾斜、伸长或排列不齐的余留牙，如影响可摘局部义齿修复效果，则须对此类牙的牙冠进行磨改，当预计牙体磨改量较大，可能影响牙髓活力时，应先对其予以根管治疗，再按治疗计划行全冠修复和可摘局部义齿修复。

（二）牙周治疗计划

在开始修复治疗前，必须检查评价余留牙尤其是基牙的牙周状况。如前所述结合临床检查和X线检查，记录牙龈情况，附着龈宽度，以及牙周袋深度；评价支持骨组织状况，记录牙齿松动度，检查患者的口腔卫生习惯等。牙周治疗的目的是维持牙齿支持组织的健康，创造能够维护牙周健康的环境。为达到这些目的，牙周治疗计划应符合以下要求：去除和控制牙周致病因素；消除和减小牙周袋，建立健康龈沟；消除创伤𬌗；制定自行菌斑控制方案和明确的维护方案。

另外，必须向患者说明治疗结束后定期复查的重要性。戴入可摘局部义齿后，应进行定期的牙周检查，如发现问题应做相应的处理。牙周维护计划应每3~4个月进行一次，包括预防治疗及口腔卫生宣教等。因为口腔卫生的好坏多基于患者日常的口腔护理习惯，因此，修复治疗后，必须让患者有主动配合维护口腔健康的良好卫生习惯和意识。

（三）外科治疗计划

通过对余留牙、口腔软硬组织的检查，全面评估牙列缺损后的余留牙、缺牙区软硬组织的状况，明确其对可摘局部义齿修复疗效的影响，从而确定是否需要进行外科处理，以便给牙列缺损患者带来更好的修复效果。可摘局部义齿修复前口腔外科处理包括以下内容：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. 拔牙

（1）健康状态不佳的余留牙

影响远期修复治疗效果的余留牙，如牙周组织状况不佳，或根尖、根分叉区有病变等情况，不能维持长期的健康状态，或起不到支持义齿的作用，可以考虑拔除。

（2）错位牙

舌向、颊向或向缺牙区明显移位的牙齿，以及前牙区个别明显唇向移位的余留牙，影响到可摘局部义齿就位道的设计和修复效果，可以考虑拔除。但对于错位牙的拔除必须保证拔除后不影响修复效果，且该错位牙通过正畸治疗不易排齐，或患者不愿接受正畸治疗时才可考虑拔除。

（3）阻生牙

缺牙区远中第二磨牙存在并作为基牙时，必须注意第三磨牙的状况。如为阻生牙，特别是向近中倾斜的阻生牙，应考虑拔除，以免可摘局部义齿修复后，因阻生牙影响第二磨牙的健康，甚至导致作为基牙的第二磨牙的拔除，而影响修复效果。

2. 骨组织手术

（1）牙槽嵴修整术

当患者的牙槽嵴存在明显的骨尖骨突或刃状牙槽嵴时，需要在修复前接受牙槽嵴修整术。通常覆盖骨尖骨突和刃状牙槽嵴的黏膜组织较薄，当可摘局部义齿受力下沉时，骨尖、骨突和刃状牙槽嵴处黏膜受压，容易引起刺痛症状，甚至黏膜溃疡。另外，有些下颌隆突会影响舌杆放置或义齿就位。不应让骨尖、骨突和刃状牙槽嵴等影响可摘局部义齿的设计和修复效果。

（2）牙槽骨增高或增宽术

临床上可以应用自体骨或异体材料对牙槽骨不足患者进行增高或增宽术。但关于牙槽嵴高度和宽度增加的长期效果，目前尚无有力的临床和实验室证据来证明。

另外，适当的牙槽嵴增宽术可以改变肌附着位置，从而改善可摘局部义齿的舒适程度和功能。因为随着牙槽骨高度降低，肌附着点会达到或接近牙槽嵴顶。下颌舌骨肌、颊肌、颏肌和颏舌骨肌最有可能出现这种情况。除了肌肉附着点本身带来的问题，颏肌和颏舌骨肌附着处有时会出现骨性突起，也会妨碍局部义齿设计。所以适当的牙槽嵴增宽术可以改变肌附着位置，同时可去除骨性突起，从而改善可摘局部义齿的舒适程度和功能。

3. 软组织手术

（1）增生组织切除术

增生组织包括纤维结节、松软结缔组织、口腔前庭多余的黏膜皱襞等形式，应在修复前去除被基托区域覆盖的可移动的松软组织或增生组织。因为去除这些组织可以使义齿位于较稳固的口腔软组织上，从而减小基牙和被覆盖组织的应力变化。

（2）病损软组织切除术

在制作可摘局部义齿之前，对已被检查发现的软组织病损都应请专科医生会诊和治疗，明确可摘局部义齿修复后对病损区有否影响，某些病损如息肉、乳头状瘤和不能愈合溃疡等应做切除和病理检查。有些病损组织通过治疗愈合后可进行可摘局部义齿的修复。

4. 种植体植入手术

牙列缺损可摘局部义齿修复设计的治疗计划中种植体植入手术已较多采用，种植体植入后形成种植体-骨结合界面，在这基础上选用合适的附着体可以为可摘局部义齿提供良好的支持和固位，更好的恢复咀嚼功能。例如，在多数牙缺失并伴有牙槽骨严重萎缩的下颌牙列缺损病例中，可在下颌骨的合适位置植入种植体，以球帽、杆状或磁性等附着体与可摘局部义齿连接，大大提高义齿固位力，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

并提供良好的支持作用。

（四）调整咬合关系的治疗计划

对于某些重度磨耗、深覆殆或者多数牙缺失的牙列缺损病例，在进行可摘局部义齿修复前，必须考虑是接受并维持现有的殆关系，还是计划通过调殆或殆重建的方法来改善现有的殆关系。当修复治疗只考虑修复缺失牙时，修复体只能补偿缺损的牙齿，维持余留牙已经存在的殆关系和咀嚼效能。但当余留牙数量少、无对殆关系、殆面严重磨耗或有殆干扰等情况时，应该考虑通过调殆或殆重建来改善咬合关系，可通过诊断模型对咬合关系和咬合运动状况进行分析，明确改善咬合关系的治疗方案。

调殆或殆重建都必须遵循原则，即牙列缺损修复后的殆关系与患者的生理咬合状态、咀嚼肌的收缩力和颞下颌关节的运动轨道相协调。因此，在确定治疗计划时必须首先确定是否保持或改善现有的咬合垂直距离、正中殆和非正中殆接触关系。如果需要通过调整来改善咬合关系，则必须在口内选择性调磨前进行咬合分析，在诊断模型上先进行模拟调改，才能做口内的调殆。调殆是不可逆的，因此调殆前必须慎重。对于需要进行殆重建的病例，同样需要诊断模型和诊断蜡型做出详细的殆重建治疗的方案并确定每个治疗步骤。

（五）正畸治疗计划

对影响可摘局部义齿修复治疗的某些错位牙，可以经正畸治疗后再进行可摘局部义齿修复，以取得良好的美观效果和咀嚼效能。比如，由于长期缺牙出现邻牙倾斜、对殆牙伸长时，可结合正畸治疗，纠正倾斜邻牙和伸长对殆牙，这都有利于可摘局部义齿的设计和制作，同时使这些牙齿的受力更接近生理状态。

（六）局部固定修复治疗计划

可摘局部义齿修复前有时需要进行局部的固定修复治疗，包括以下的固定修复内容。

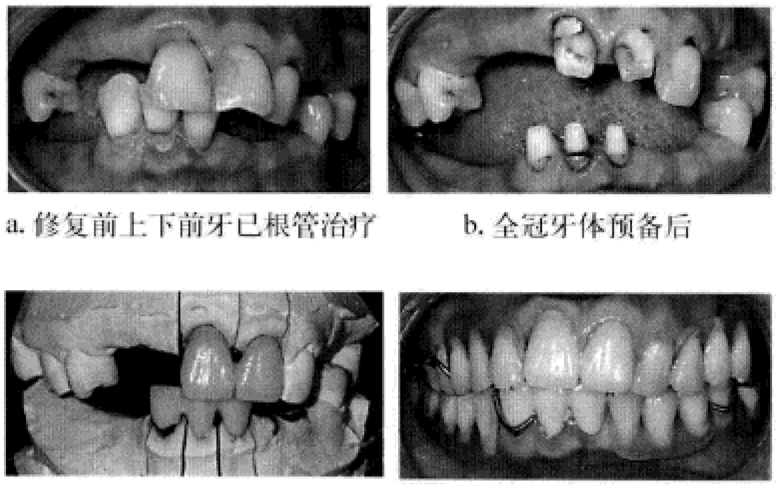
1. 修复牙列缺损的亚类缺隙

在牙列缺损病例中，有些患者要求某些缺损区先行固定修复，再修复其他牙列缺损区域。如双侧末端游离牙列缺损伴前牙区个别牙缺失，当患者要求前牙缺牙区行固定修复，以达到美观的修复效果，减少对发音的影响时，可考虑前牙区的缺牙间隙采用固定修复方式，再用可摘局部义齿修复游离端的后牙缺失。

2. 恢复或改变余留牙形态

牙列缺损中余留牙殆面明显磨耗，个别牙功能牙尖因磨损导致缺失，错位牙、倾斜牙和伸长牙预测会影响可摘局部义齿修复后的咬合关系；明显倾斜或错位牙齿，影响可摘局部义齿就位和脱位；某些牙齿形成过大的倒凹区，使连接体与牙齿表面形成较大间隙，造成食物嵌塞等都会影响可摘局部义齿的修复效果。当临床检查发现上述情况时，应该考虑对此类牙齿进行牙冠形态的调整。轻度的牙冠形态调整可通过磨改和抛光来完成，当牙冠形态调整量较大，预测超过牙釉质层并可能影响牙髓健康时，可考虑采用全冠修复或根管治疗后再做全冠修复来改变牙冠的形态，以达到最佳的可摘局部义齿修复治疗效果。此外因龋病等原因已接受根管治疗的基牙，一般需在可摘局部义齿修复之前先行全冠修复（见图6-20）。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 修复前上下前牙已根管治疗　b. 全冠牙体预备后

c. 上下前牙全冠修复体　d. 修复后状况

图 6-20　局部固定修复后再行可摘局部义齿修复病例

二、制定可摘局部义齿修复治疗计划

（一）确定适用范围

随着患者对美观和舒适度要求的不断提高，采用固定修复或种植修复逐渐增多，但是可摘局部义齿有其制作工艺和修复治疗中的特点和优点，因此仍适用于各种牙列缺损类型。

1. 游离端缺失的牙列缺损

最常见的 Kennedy Ⅰ类和Ⅱ类牙列缺损的患者。

2. 缺隙间隙较大的牙列缺损

缺牙区缺失牙较多，缺牙间隙较大，邻近缺牙区的天然牙支持能力有限的患者。

3. 伴有牙周病的牙列缺损

对于牙周病伴牙列缺损的患者，一般采用牙周夹板式可摘局部义齿修复。可利用其多基牙的夹板固定作用和大连接体、基托分散𬌗力的作用，减少基牙上所受的𬌗力，对有牙周病的余留牙起到牙周夹板的作用。

4. 伴有颌骨缺损的牙列缺损

由于外伤、肿瘤或其他原因引起缺牙区骨组织缺损时，可以用可摘局部义齿的基托来修复骨组织的缺损，同时更易于人工牙排列在合适的唇颊舌向位置上，使人工牙的排列更接近天然牙的位置，恢复患者的外观和功能。

5. 暂时性或过渡性义齿修复

（1）即刻义齿修复

因拔牙后拔牙创需有一段愈合时期，而前牙区天然牙缺失会影响其功能和美观，因此可采用暂时性或过渡性可摘局部义齿修复，使患者在拔牙后马上恢复美观和咀嚼功能，度过组织愈合期的缺牙状态。

（2）修复余留牙条件不佳的牙列缺损

缺损牙列中余留牙存在牙周病或牙体疾病，经治疗后无法预测其远期疗效，但患者又不愿意拔除患牙，此时可考虑用可摘局部义齿做过渡性修复。

（3）暂时性𬌗垫

𬌗重建治疗中，可采用可摘局部义齿作为暂时性𬌗垫既修复牙列缺损又对𬌗重建进行修复前观察和调整。根据修复效果和颞颌关节适应情况，做最终𬌗重建方案。

在牙列缺损的病例中，只要患者提出采用可摘局部义齿修复缺失牙，都可以根据牙列缺损状况设计修复体，修复缺损的牙列达到修复治疗目的。

（二）根据修复体制作材料修改治疗计划

可摘局部义齿修复体除固位体、人工牙、基托、连接体等需与患者沟通与确定外，修复体所采用的材料，特别是金属材料必须对患者解释并让其选择，以达到最佳修复效果。医师应熟悉材料的性能与特点，并根据所选材料的性能制订治疗计划，特别是为了获得固位臂的最佳位置而进行的基牙轴面外形磨改和固位体、支托凹的预备，在很大程度上取决于所选用合金材料的物理性能。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. 钴铬合金和金合金

在可摘局部义齿制作中,钴铬合金比金合金或钛合金更为常用。钴铬合金的普遍使用得益于它的低密度、高弹性模量、低价格和耐腐蚀性。其与金合金在物理性能上的差异可表现为:

(1)屈服强度和比例极限

比例极限是指材料应力与应变成正比的最大应力;屈服强度是指材料在塑性变形阶段使材料产生塑性变形或永久形变的应力。用于可摘局部义齿时,钴铬合金一般比金合金的屈服强度低,比例极限也较金合金低,所以钴铬合金支架和直接固位体卡环的变形程度应该小于金合金。

(2)弹性模量

金合金的弹性模量约为钴铬合金的 1/2,也就是说钴铬合金有较大的硬度,在采用钴铬合金材料时,其截面积可相对减小;如果设计相同的截面积则钴铬合金的大连接体的稳定作用比金合金的更强。

(3)弹性

金合金的高屈服强度和低弹性模量使其可产生较大的弹性,金合金的弹性约为钴铬合金的两倍,因此选用钴铬合金制作卡环时固位倒凹的深度要比金合金制作的减半,即金合金的卡环固位臂比钴铬合金的能置于基牙倒凹区更深部位。但钴铬合金锻丝有较大的弹性,弯制的固位臂能进入基牙倒凹较大的区域。

(4)密度

钴铬合金的密度比金合金的低,为金合金的 1/2。当上颌双侧远中游离端局部义齿需要采用全腭板设计时,钴铬合金重量较轻就成了其优点。

2. 锻制金属丝

锻制金属丝的抗拉强度比相同种类金属合金的铸造体约大 25%,锻制的硬度和强度也更大。这意味着作为固位臂时,锻制金属丝采用较铸造合金更小的横截面积,可达到同样的功能。

3. 纯钛和钛合金

纯钛(CPTi)和含有铝、钒、钯的钛合金(Ti-O-Pd)由于具有优良的性能和生物相容性,是制作可摘局部义齿支架的理想材料之一。纯钛虽然延展性好,但屈服强度低,一般不用于制作卡环。钛合金(Ti-6Al-4V 合金)的屈服强度较高,与典型的弯制钴铬合金锻丝相同,而其延展性更好。钛合金的弹性模量是钴铬合金的一半,稍高于金合金。

总之,在选择可摘局部义齿金属材料时,应判断所涉及的各种问题,比较和评价不同材料的特性,所做出的选择要尽量为患者达到最佳的治疗效果。

(三)医患交流和修复计划的最终确定

如前所述,根据临床检查结果和诊断,提出可行的治疗计划后,必须向患者详细说明整个治疗计划,包括目前患者口腔存在的问题,治疗的内容、步骤、疗程、费用、可能达到的修复效果等。特别还要结合患者对经济、美观的不同要求,提供可行的几套治疗方案供患者选择,分别说明各套治疗方案的优缺点。必要时结合诊断模型,乃至结合可展示修复效果的诊断蜡型,向患者更形象、更清楚地解释,一定要使患者基本理解不同治疗计划的优缺点,并从中选择一套治疗方案作为最终的修复方案。如果由于经济、治疗时间等客观问题,患者不愿或不能完全接受医师提出的任何一套治疗方案时,在不违反修复治疗的基本原则下可根据患者的要求适当调整方案,如预测调整方案的远期疗效不佳时应详细向患者说明,要得到患者完全的理解,并在病历中作详细记录,必要时要请患者做出确认。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第三节　修复治疗前的口腔准备

牙列缺损修复前的口腔准备是可摘局部义齿修复成功的基础。修复体不仅要修复缺失组织，还要保护起支持作用的口腔软硬组织。为达到这一目的，口腔准备应在详细的临床检查并确定了治疗计划之后按计划进行。

一、外科准备

原则上，可摘局部义齿患者修复前外科准备部分应尽可能提早完成。因为手术与取印模的间隔时间越长，愈合越完全，义齿承托区组织也就越稳定。

根据本章第二节中关于外科治疗计划部分介绍，如拔牙、牙槽嵴修整术等外科治疗将有助于可摘局部义齿的设计和制作，并使可摘局部义齿修复后能更好地行使功能。如，增生组织可以用手术刀、刮治器、电刀或激光等器械去除，为了使术后不会减小前庭深度，还应在术后给患者戴用外科护板，也可将旧义齿做适当修改后用做外科护板。但是，本节的目的不是讲述外科治疗的细节，而是要读者能注意到哪些情况需要进行外科治疗。关于实际操作技能请参照口腔外科专业书或相应的专业期刊论文。

二、牙周准备

可摘局部义齿修复前，口腔余留牙，尤其是基牙的牙周健康状况必须由医师做细致的检查评估。本节内容将只介绍牙周治疗对可摘局部义齿的诊断、设计和治疗的影响，关于牙周治疗的具体操作技术，可以从相关专业书中了解。

（一）牙周治疗的必要性

1. 有利维持口腔内余留牙及其周围组织的稳定

牙科治疗的长期成功率取决于口腔剩余组织的稳定和维护，牙周健康对避免进一步的牙齿丧失起重要作用。消除牙周疾病就去除了导致牙齿丢失的主要病因之一。

2. 为修复治疗提供更有力的支持组织

牙周治疗可消除牙周袋，恢复牙周组织生理结构，减少牙槽骨的丧失，使牙齿和牙槽骨都更稳固，为修复治疗提供更好的环境；牙周健康的基牙可为修复体提供良好的支持。

3. 有助于基牙的选择

拟作可摘局部义齿基牙的天然牙如在检查时发现有牙周疾病，在修复设计时就应考虑是否保留此牙齿，如欲保留此牙，可通过系统的牙周治疗，并观察该牙齿牙周治疗的疗效作为是否选择其为可摘局部义齿基牙的重要依据。

4. 反映患者对治疗的顺应性和合作程度

牙周治疗通常周期较长，所以患者对牙周治疗的总体反应，从一个侧面反映了患者对治疗的顺应性和合作程度，能为医师提示该患者在后续治疗过程中的合作程度。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（二）牙周治疗的内容

与牙列缺损可摘局部义齿修复相关的牙周治疗有以下几个内容：

1. 口腔卫生指导

为了维持日常口腔卫生，应通过细致的口腔卫生指导，向患者介绍口腔卫生维护方法，并且让患者清楚地知道口腔卫生与牙列缺损修复后的远期疗效之间的相互关系，使患者能定期认真地按照医嘱进行维护，达到满意的菌斑控制水平。这一点对于可摘局部义齿修复的患者来说尤其重要。如果没有良好的口腔卫生，口腔修复治疗的远期疗效将受到影响，甚至会导致最终修复治疗的失败。

2. 牙周局部处理

对牙周状况较差的牙列缺损患者，要进行必要的龈上洁治和龈下刮治，甚至进行系统的牙周病手术治疗。只有在牙周病得到有效控制的情况下，才能进行可摘局部义齿修复，以保证修复治疗的效果。有关牙周治疗的方法请参考牙周病学相关书籍。

3. 复查维护

对接受过牙周治疗的患者必须进行定期复诊和牙周维护。这不仅能有效控制菌斑，同时可以对容易产生牙结石和软垢的患者进行局部处理。通过阶段复查，患者会增加如何维持口腔卫生的意识，有利于牙周病的控制。在此时进行可摘局部义齿修复才能获得良好的修复效果。同时，有中度到重度牙周炎的患者更应定期复诊，建议缩短复查的间隔时间。

三、基牙的其他准备

根据修复治疗计划（参见本章第二节），对一些患有龋病、根尖周炎的基牙或伸长、倾斜的余留牙进行牙体牙髓病的治疗，必要时行全冠修复，或者对错位、移位牙做正畸治疗等，具体治疗方法参考相关学科的相关内容。

第四节　牙体预备、印模和填写技工单

一、牙体预备

牙体预备，包括支托凹、导平面和适合卡环固位体的牙冠轴面外形等的预备。

（一）支托凹

为了使支托不妨碍上下颌牙齿的咬合接触关系，需要在基牙𬌗面、舌隆突或切缘等处相应部位做适当的牙体预备，以形成安放支托的支托凹。

1. 后牙𬌗支托凹

（1）预备部位

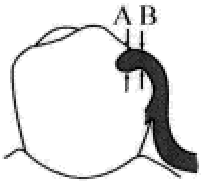
一般位于基牙𬌗面边缘嵴中点至𬌗面近中1/3或远中1/3处。当基牙有𬌗面磨耗、牙本质过敏、咬合过紧、对𬌗牙伸长等情况时，为了减少牙体预备量，以防伤及牙髓组织，𬌗支托凹也可以放在𬌗面其他适当的位置。

（2）预备形态

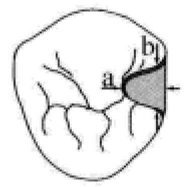
支托凹的长度一般为磨牙𬌗面近远中径的1/4，前磨牙的1/3，宽度为𬌗面颊舌径的1/3~

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

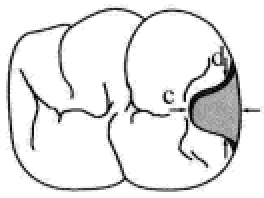
1/2，深度一般为 1~1.5 mm。铸造𬌗支托与基牙支托凹呈球与窝的关系，支托凹底面应呈匙形，同时支托凹底应斜向牙齿中心（见图 6–21）。



a. 支托凹纵剖面观呈匙形（A=1.5 mm，B=1 mm）



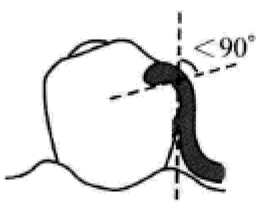
b. 前磨牙支托凹𬌗面观（a= 近远中径的 1/3，b= 颊舌径的 1/2）



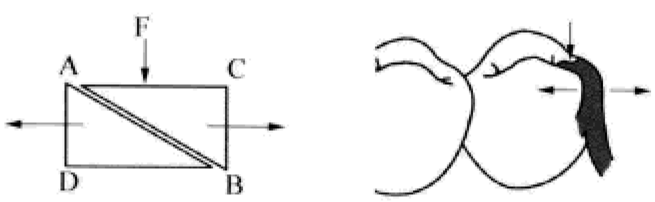
c. 磨牙支托凹𬌗面观（c= 近远中径的 1/4，d= 颊舌径的 1/3）

图 6–21　支托凹形态的示意图

支托凹最重要的功能是支持修复体的𬌗支托，并承担由义齿传递的𬌗力，牙体预备后支托凹的形态与其牙齿受力有直接关系，其原则是在对基牙损伤最小的基础上为义齿提供最大的支持作用。而这种斜向牙齿中心的匙形底面使𬌗力在可能范围内沿牙体长轴传向根尖部。其他形状的支托凹可能将𬌗力斜向传至基牙（见图 6–22）。



a. 斜向牙齿中心的匙形底面使𬌗力沿牙体长轴传向根尖部



b. 斜向牙齿轴面的斜形支托凹底面使𬌗力产生水平向分力

图 6–22　不同形态𬌗支托对𬌗力的传导方向的影响

（3）预备步骤

选用合适的车针降低边缘嵴（见图 6–23），建立支托凹外形轮廓，然后用车针在降低的边缘嵴内略加深支托凹底。这样得到的𬌗支托凹能最大限度满足要求——当𬌗支托就位时使𬌗力沿轴向传导，而且与对𬌗形成𬌗干扰的可能性最小。边缘嵴的降低，使𬌗支托与小连接体形成的转角尽量不在基牙𬌗面，从而避免与对𬌗牙出现𬌗干扰，而且𬌗支托边缘有足够厚度以防止折断。牙体预备的边缘嵴并不是支托凹的最低处。如前所述，为使𬌗力传导沿基牙长轴，支托凹底与边缘嵴处形成的角度应小于 90°。

初步预备𬌗支托凹形态后，用车针对支托凹进行平整，并用抛光材料和器械进行抛光，如牙体预备后牙体敏感者，还需进行脱敏处理，完成对支托凹的预备过程。

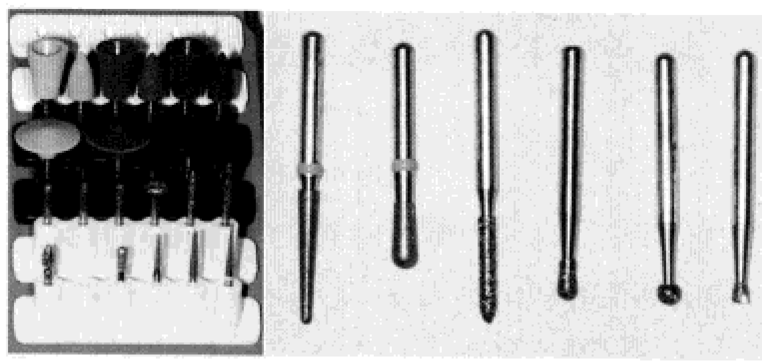


图 6–23　支托凹预备的常用车针

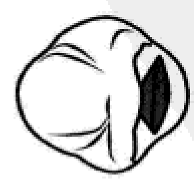
2. 前牙支托凹

（1）尖牙的支托

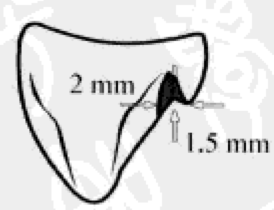
尖牙的支托凹一般制备在舌隆突上，位于颈 1/3 和中 1/3 交界处，环绕舌隆突，在尖牙的近远中面分别通过小连接体连于支架上，宽约 1.5~2 mm，深约 1~1.5 mm。预备方法和步骤同后牙𬌗支托凹（见图 6–24）。



a. 舌面观



b. 切端观



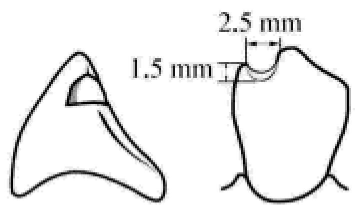
c. 邻面观

图 6–24　尖牙环支托凹的制备示意图

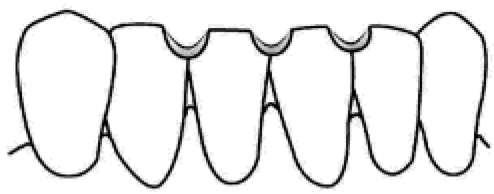
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（2）切支托

前牙的支托凹还可置于切角或切缘上，称为切支托；放在两相邻牙切角上的也称切沟。切支托宽约 2.5 mm，深约 1~1.5 mm，呈切迹状。预备方法和步骤同后牙殆支托凹（见图 6-25）。



a. 尖牙切支托



b. 切牙切支托（切沟）

图 6-25　前牙切支托凹的制备示意图

（二）卡环间隙沟

1. 卡环间隙沟

又称邻间沟、隙卡间隙，是指为使间隙卡环通过基牙与其相邻牙殆面间的殆外展隙区而预备形成的间隙。间隙沟的深度和宽度依据所选的间隙卡环类型（弯制或铸造）和材料的不同而不同，为了使间隙卡环不形成咬殆早接触点，牙体预备后的间隙沟要有足够的深度和宽度，从而不影响咬合关系。

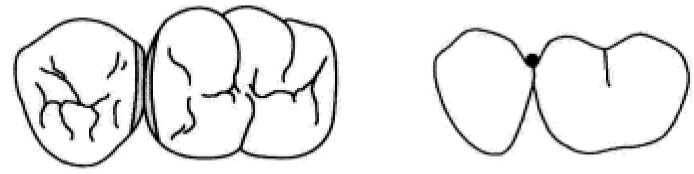
2. 预备时的注意点

（1）卡环间隙沟沟底形态要与卡环形态一致，避免形成锲形，使相邻牙受到侧向挤压力而移位（见图 6-26）。

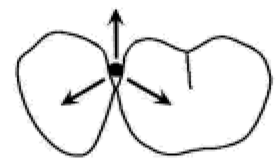
（2）颊舌外展隙的转角处应圆钝，以利于卡环的弯制。

（3）尽量利用天然牙的间隙，以减少磨牙量。

（4）间隙沟的预备不能破坏牙齿之间的邻面接触点。



a. 殆面形态　　b. 邻面形态



c. 锲形间隙沟使相邻牙受侧向力的状况

图 6-26　卡环间隙沟的制备示意图

（三）其他牙体预备

1. 基牙邻面导平面

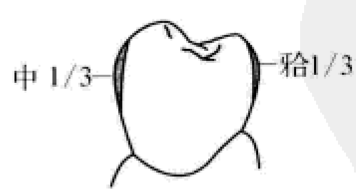
根据就位道方向预备基牙邻面导平面使其平行于就位道（见图 6-27）。



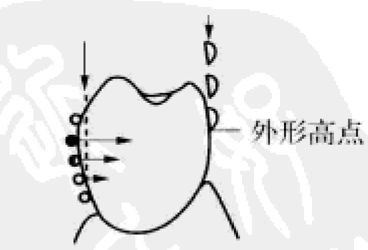
图 6-27　基牙邻面导平面

2. 牙齿轴面外形修整

通过模型观测仪对诊断模型分析后所提供的信息，对影响义齿就位或固位体放置的天然牙，可以适当改变牙齿外形，通过改变外形高点，使固位体的选择和安放更为理想（见图 6-28）。



a. 磨改过突的牙体轴面



b. 磨改后使卡环臂尖部能位于中 1/3 与龈 1/3 处

图 6-28　根据就位道方向磨改牙齿轴面外形

3. 殆曲线调整

在本章第二节确定治疗计划中已讨论过在可

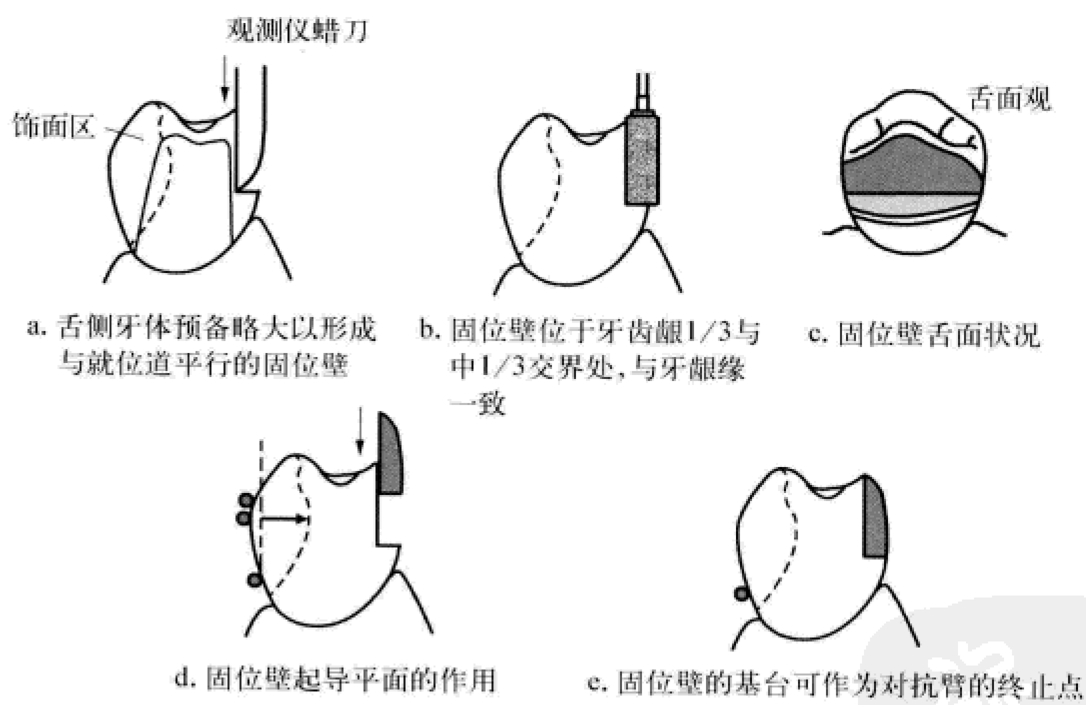
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

摘局部义齿修复前需要对患者不协调的咬合关系进行调整。根据治疗计划，对通过局部磨改就能去除𬌗干扰和𬌗创伤的病例，在临床上用车针调磨𬌗面，并予抛光即可；而对过度伸长或倾斜牙则需以全冠修复来调整余留牙𬌗曲线，全冠的牙体预备可按照固定修复的牙体预备要求，但在𬌗面预备时，牙体预备的量要参照诊断模型提示的需要调整牙冠高度来进行。

4. 辅助固位壁全冠

如本章第二节确定治疗计划中所述，某些情况下需要用全冠修复已根管充填的倾斜伸长牙，以固定义齿先修复某些缺牙间隙，再以可摘局部义齿修复其他缺牙间隙。在此类可摘局部义齿修复前的固定修复处理中，在义齿设计时会考虑在固定修复的牙冠上放置辅助固位壁，以增加义齿的固位力和稳定性，此时有舌侧辅助固位壁的基牙，牙体预备应略大些，以保证舌侧辅助固位壁具有足够宽度，并可调整舌侧辅助固位壁的轴平面与就位道方向平行。舌侧辅助固位壁的龈平面，即固位壁的基台，应位于牙齿龈 1/3 与中 1/3 交界处，并与牙龈缘的外形一致。在义齿卡环对抗臂起始的位置，固位壁基台的位置必须足够低，这样这部分的固位壁就有足够宽度，从而保证充足的强度和坚硬度。

基牙冠部舌侧辅助固位壁除为基牙提供精确的导平面以及良好的支持外，冠边缘或基台还能够提供有效的稳定和对抗作用。如将固位体的对抗臂放置在冠的辅助固位壁内，既能保持牙冠形态，又能将辅助固位壁的基台作为对抗臂的终止点，同时提供间接固位的作用（见图 6-29、6-30）。



a. 舌侧牙体预备略大以形成与就位道平行的固位壁

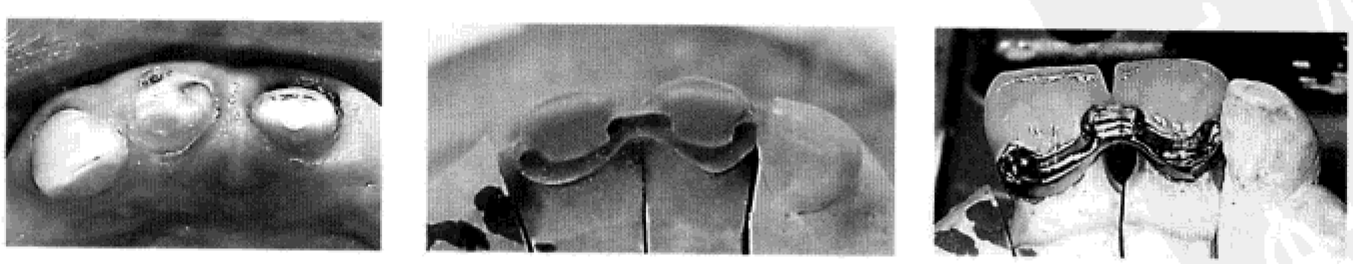
b. 固位壁位于牙齿龈1/3与中1/3交界处，与牙龈缘一致

c. 固位壁舌面状况

d. 固位壁起导平面的作用

e. 固位壁的基台可作为对抗臂的终止点

图 6-29　后牙全冠舌侧辅助固位壁与义齿对抗臂



a. 牙体预备　　b. 蜡型　　c. 前牙冠舌侧辅助固位壁

图 6-30　前牙冠舌侧辅助固位壁

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、制 取 印 模

(一)常用的印模材料

口腔印模材料根据塑形后有无弹性,分为弹性和非弹性印模材料;根据材料是否可反复使用分为可逆性和不可逆性印模材料;根据材料凝固方式,分为化学凝固、热凝固和常温定型印模材料。下面介绍常用的印模材料。

1. 石膏(plaster)

石膏属于非弹性印模材,在牙科领域使用了200多年,曾是可摘局部义齿惟一的取模材料,现已被弹性印模材取代。目前石膏仍被用在固定修复和冠内附着体制作中,如基牙铸件或基底冠的精确转移,或被用做各种坚固印记或阴模上。改良石膏印模材料被用于记录上、下颌关系。

2. 氧化锌-丁香酚糊剂(ZnO-allylguaiacol paste)

氧化锌-丁香酚糊剂是一种金属氧化物印模糊剂(metallic oxide paste),也属于非弹性印模材。由于金属氧化物糊剂没有弹性,它不能用于取初印模和有余留天然牙齿的印模。可用于可摘局部义齿缺牙区牙槽嵴部位的二次印模以及远中游离端义齿重衬时的印模材料。

3. 印模膏(modeling plastic)

印模膏属于非弹性、可逆性印模材料。用于Kennedy第Ⅰ类和第Ⅱ类牙列缺损时个别托盘的边缘整塑。常用于游离端边缘整塑印模膏的软化温度为55℃,使用时不应超过此温度,最好使用恒温水浴箱控制温度,避免影响材料性能以及操作特性。同时也应注意避免烫伤患者。边缘整塑完后,印模膏可用冰水冷却,然后用锐刀修整,去除倒凹和需要相应缓冲部分的组织面。另外,印模膏可作为二次印模法的第一次印模材料,被用来制取二次精确印模之前义齿组织面的初步形态,相当于制作个别托盘的作用。

4. 印模蜡(impression wax)

另一种热可塑性印模材料是通常称为口温蜡的印模蜡。最常见的是Iowa蜡和Korecta蜡。Iowa蜡用于记录功能下或受力下的牙槽嵴形态。它可以用作二次印模材料或重衬取模材料,以获得支持组织在功能状态下的印模。牙科印模蜡由于流动性好,避免了组织的受压移位,适合于各种重衬印模技术。在这种重衬印模技术中应先做好 船堤或排好人工牙,将基托组织面磨除足够的缓冲和排溢量后,将印模蜡放在基托的组织面,进行各种功能运动以取得最终印模。

印模蜡和印模膏之间的差别是印模蜡在口内一直能塑形,因此可以达到压力平衡和防止移位,而印模膏只有在口外通过加热达到一定温度才能塑形。口内用印模蜡的优点为,只要有充分的时间,受压移位的组织会有一定的回复,所以其主要被用于记录在承受𬌗力下的组织印模,也可被用来修整非弹性印模的边缘,以形成义齿基托的正确边缘形态。

5. 琼脂(agar)

琼脂属于可逆性水胶体(reversible hydrocolloids),在一定的温度下有流动性,温度降低后变成胶体,可用作固定-活动联合修复体的基牙印模材料。如正确使用,能达到满意的精确程度,这种可逆性水胶体印模材料同不可逆性(藻酸盐)水胶体联合应用,可用来制取可摘局部义齿的工作模型印模,达到足够的精度。

6. 藻酸盐(alginate,ALG)

藻酸盐属于不可逆性水胶体(irreversible

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

hydrocolloids)。虽然此材料的抗撕裂强度低，印模组织面的清晰度比橡胶印模材料略差，但其具有亲水、容易灌注石膏模型、无毒、不染色、价格便宜、操作方便等优点，目前被广泛用于制取诊断印模、正畸治疗印模、可摘局部义齿印模等。由于由水胶体组成，印模材料在操作过程中要注意以下事项：

(1) 印模不能暴露在空气中太久，以免印模材料脱水、收缩变形。

(2) 印模不能浸泡在水中，以免印模材料吸水、膨胀变形。

(3) 印模在灌模型前应放在潮湿的环境中，或用湿纸巾包好，防止脱水。必须在从口内取出15 min内完成上述操作。

(4) 水胶体渗出物对石膏的凝固有抑制作用，会导致石膏模型表面呈现白垩色。应立即灌制模型，或把没有加速剂配方的印模浸在加速剂溶液中。

7. 硫醇橡胶(mercaptan rubber base)

硫醇橡胶属不可逆性印模材料，其在不超过3 mm的均匀厚度时印模最精确，所以使用时需要丙烯酸树脂或具有足够强度和稳定性的材料制作个别托盘，硫醇橡胶作为二次印模或翻制复制模型的印模。该材料高度交联的特性使其在变形后不能很好复原，因此不能用于口腔软硬组织有较大或较多倒凹的情况；印模从口内取出后应该放置7~15 min使印模回复，然后立即灌注石膏模型。这种材料气味不好，价格适中，有很高的抗撕裂强度，工作时间和硬化时间很长(8~10 min)，使其在有托盘支持的情况下，更容易做边缘整塑。可以在化学消毒液中消毒。硫醇橡胶与水胶体印模材相比，灌注的人造石模型表面更光滑、更坚硬，这可能是因为橡胶材料不会阻碍和腐蚀硬化中的石膏表面的原因。

8. 聚醚橡胶(polyether)

聚醚橡胶属一种弹性不可逆印模材料，这种材料的临床精确性好，印模组织面的组织结构形态清晰，也可作为很好的边缘整塑材料。其抗撕裂强度不高，临床操作时间较短。由于聚醚橡胶是亲水的，润湿性很好，虽然容易灌制石膏模型，但材料容易吸潮，所以它不能浸在消毒液中或放在潮湿的环境中太久，应在2 h内灌注石膏模型。在干燥环境下，印模可保存7 d。

9. 硅橡胶(silicone)

硅橡胶属弹性不可逆印模材料，其精度较高、操作方便。缩合反应型硅橡胶(condensation reaction silicones)操作时间为5~7 min，可通过加入催化剂调节其固化时间。具有很高的抗撕裂强度，不变形。这种材料可通过初步印模制成个别托盘。可以用消毒液消毒而不影响印模的精确性。取得印模后应该在1 h内灌注石膏模型。

加成反应型硅橡胶(addition reaction silicones)，如聚乙烯基硅烷，是最精确的弹性印模材料，具有聚合收缩小、回复形变快、抗撕裂强度高等优点，临床操作时间为3~5 min，并可通过阻聚剂和温度控制固化时间。此材料有亲水型和疏水型两种。印模可保持在一周内灌注模型，在多数消毒液中尺寸稳定。乳胶手套和硫酸铁、硫酸铝排龈液中的硫可能会影响该材料的聚合时间，所以在使用时要尽量避免使用乳胶手套和硫酸铁、硫酸铝排龈液。

印模材料非常多，临床应根据牙列缺损的类型和修复体的设计来选择印模材料。修复体设计为树脂基托连接可摘局部义齿各组成部分时，一般选用弹性水胶体印模材料为多，如藻酸盐印模材料；而金属支架式可摘局部义齿有时也会选择硅橡胶印模材料。但不管选择哪种印模材料，牙列缺损的印模必须准确记录牙齿和周围组织的形态。只有这样才可以准确设计修复体的就位道，修复体才能准确得到基牙的支持，以及修复体在口腔内有良好的稳定和固位作用。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（二）印模的分类

1. 根据印模制取时患者的张闭口情况

（1）开口式印模（open-mouth impression）

该印模在患者张口情况下制取，由于张口情况下肌肉黏膜处于张力状况下，故医师必须用手固定托盘，所以印模边缘伸展可能会有一定误差。

（2）闭口式印模（closed-mouth impression）

该印模在患者闭口情况下制取，与开口式印模相比，由于无外界干扰，故取得的印模更能反映口内功能状态下的组织形态。一般以旧义齿或过渡义齿作为个别托盘制取闭口印模。

2. 根据印模制取时是否对黏膜加压

（1）压力式印模（pressure impression）

该印模在制取时，对黏膜组织施加一定压力，使印模反映受压状态下黏膜组织的状况。由于可摘局部义齿在口腔中功能状态时，鞍基远端下沉的程度比基牙多，这种不同程度的鞍基下沉将使基牙受到向远中牵拉的扭力，所以制取压力印模的技术可以弥补鞍基远端下沉过多的问题。

（2）非压力印模（non-pressure impression）

在制取时，不加压，反映的是软组织在不受压时的状况。

（3）选择性压力印模（selective pressure impression）

制取印模时，在印模的部分区域加压，而在其他区域不加压的一种印模。如在义齿主要支持区施加一定压力，而在非支持区和缓冲区不施加压力。

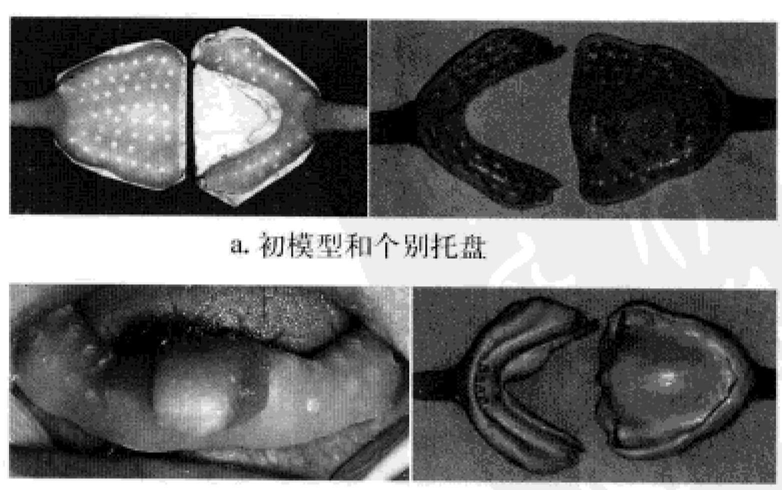
3. 根据印模制取的次数

（1）一次印模法（primary impression method）

指用成品托盘（stock impression tray or manufactured tray）和相应的印模材料一次完成工作印模。此法临床多用于可摘局部义齿和固定义齿的取模，所用材料多为藻酸盐印模材料。其优点为操作简单、省时，缺点是当成品托盘不合适时，容易导致印模不完整，影响印模质量。所以，该法要求托盘一定要合适，并做好肌功能修整。

（2）二次印模法（secondary impression method）

又称联合印模法（combined impression）指通过两次印模完成工作印模，分为初印模（preliminary or primary impression）和终印模（final impression）。可通过两种方法取得终印模：一是用印模材料和成品托盘取模，灌注成初模型（preliminary cast），在初模型上制作个别托盘（custom impression tray or individual tray）（个别托盘的制作步骤参见本节（三）制取印模的方法），再用个别托盘取第二次印模得到终印模（见图 6-31）；另一种方法是先用一种流动性差的印模材料取初印模，然后将初印模组织面均匀刮除 0.5~1.0 mm 制成个别托盘，再用流动性好的印模材料取第二次印模得到终印模。如用印模膏取初印模得到个别托盘，用藻酸盐印模材料制取终印模等（见图 6-32）。二次印模法多用于游离端缺失的可摘局部义齿印模，其优点是印模准确，质量高，容易掌握，缺点是操作麻烦，费工费时。

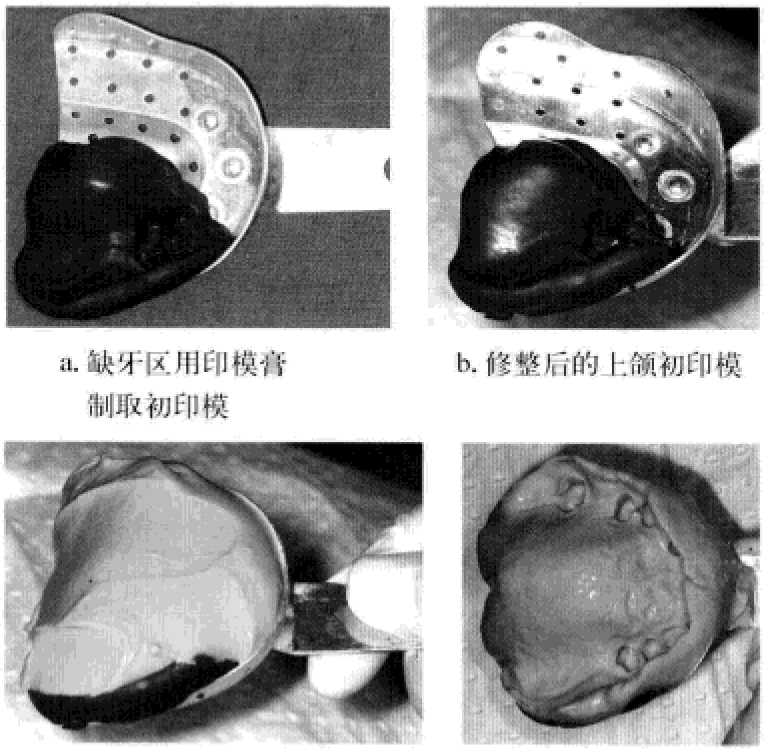


a. 初模型和个别托盘

b. 口内试合个别托盘　　c. 终印模

图 6-31　个别托盘二次印模法

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 缺牙区用印模膏制取初印模　b. 修整后的上颌初印模

c. 放置流动性好的弹性印模材料(藻酸盐)　d. 取得终印模

图 6-32　用印模膏+藻酸盐制取的二次印模

4. 根据印模灌制的模型所反映的口腔组织状态

(1) 解剖式印模(anatomic impression)

是指在承托义齿的软硬组织处于静止状态下所取得无压力印模。此种印模灌制的模型仅能反映休息状态下口腔软硬组织的解剖形态，适用于牙支持式和黏膜支持式义齿，用于取工作印模的对颌印模。另外，为了使义齿基托边缘不妨碍附近组织正常的生理活动，应做肌功能修整，即在口内印模材料尚未硬固之前，模仿唇颊舌部软组织正常生理活动对印模进行整塑，使印模既能伸展到黏膜皱襞区，又不致伸展过多而妨碍唇颊舌部的生理活动。

(2) 功能性印模(functional impression)

是指缺牙区在功能状态下即基托下组织受力时取得的印模。此种印模灌制的模型反映患者在𬌗力作用下黏膜的位置和形态。适用于基牙和黏膜混合支持式的义齿印模。

5. 分层印模法(layered impression or stratified impression method)

指用某一种印模材料先取缺损侧印模，再用另一种印模材料取全颌终印模，使两次印模可以对合在一起的取模方法。

6. 分区印模法(zoning impression method)

指先用半侧托盘取一侧印模，并保留于口腔中，再用另半侧托盘取另一侧印模，分别从口内取出后拼对成整体印模后灌注模型的方法，适用于张口受限、小口畸形或唇部组织弹性差的患者。

(三) 制取印模的方法

1. 托盘的类型

按托盘的材质分金属托盘、塑料托盘和金属支架外部涂塑托盘；按托盘的结构和使用目的分全牙列托盘、部分托盘、无牙颌托盘；另外根据有无孔可分为有孔托盘和无孔托盘。

(1) 金属托盘

又可分为铝合金成品托盘和不锈钢成品托盘，铝合金托盘较不锈钢托盘容易调改外形，质轻价廉，但不锈钢托盘变形较小。金属托盘均可进行高温消毒，可反复使用，寿命长，是目前临床普遍使用的一种托盘(见图 6-33)。

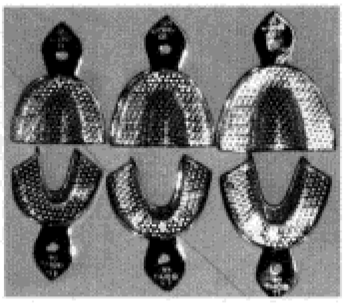
(2) 塑料托盘

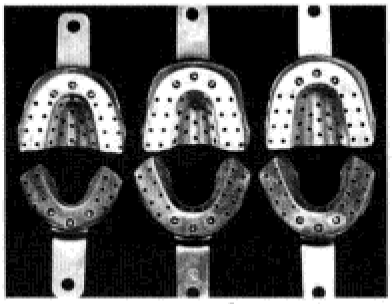
常作为一次性托盘使用，具有使用方便，价格便宜的优点，但其材质较软，在制取复杂印模时，印模的精确性可能受到影响。另外，当托盘外形不适合患者时，不易修改(见图 6-33)。

(3) 金属-塑料联合托盘

是先制作金属网状托盘，再在其表面喷涂塑料而成，具有美观舒适，外形稳定等优点，但也有价格较高，消毒困难，不易调改托盘外形等缺点。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注


a. 不锈钢托盘


b. 铝合金托盘

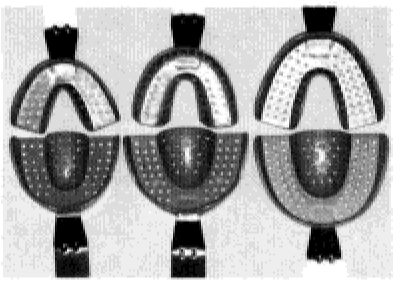

c. 塑料托盘

图 6-33　常用成品托盘

2. 托盘的选择

(1) 选择的基本要求

托盘大小形态必须与牙弓大小形态相一致，并略大于牙弓，托盘壁与口腔组织之间要有 3~4 mm 间隙以容纳印模材料；托盘边缘止于距黏膜皱襞 2 mm 处，不妨碍系带、唇、舌等软组织的功能活动；托盘必须包裹与修复有关的所有组织范围。如上颌托盘必须向后伸展到上颌结节和颤动线的区域，下颌托盘舌侧缘必须伸展到磨牙后垫区域。

(2) 成品托盘常用的修改方法

当成品托盘基本合适，但有某些部分不合适时，可用技工钳修改不合适的托盘部分（主要适用于铝合金托盘）；或可用蜡条加长托盘边缘。

3. 个别托盘

当成品托盘不能完全适合患者的口腔组织时，需要制作个别托盘。

(1) 个别托盘的优点

有利于根据每个患者的口腔情况制取精确的印模；容易进行肌功能修整；与患者口腔组织吻合，减少制取印模时患者的不适感；第二次印模材料比较均匀，减少印模的变形。

(2) 制取个别托盘的方法

先制取初印模并灌注出初模型，在初模型上绘出托盘边缘线，用模型倒凹充填材料填充倒凹区和义齿支架或基托缓冲区，再用个别托盘制作材料制作个别托盘，在口内检查托盘的深度和边缘并作适当的修磨后，得到个别托盘。制取个别托盘的材料可用自凝丙烯酸树脂或光固化丙烯酸树脂。光固化树脂托盘材料是预制成片状的材料，在数分钟光固化后，即可制成高度稳定不易变形的个别托盘。

用光固化丙烯酸树脂制作个别托盘的制作步骤（见图 6-34）：

① 标注托盘范围，用铅笔在模型上画出托盘的伸展范围。

② 填模型倒凹，模型的倒凹应先用蜡或印模膏填充。

③ 在模型的牙列及其他组织的表面铺一层薄蜡片，为终印模材料提供一定的空间，修整蜡片，使其位于边线的内侧 2~3 mm。位于上颌腭后部封闭区的蜡要去除，使托盘与组织密切接触。

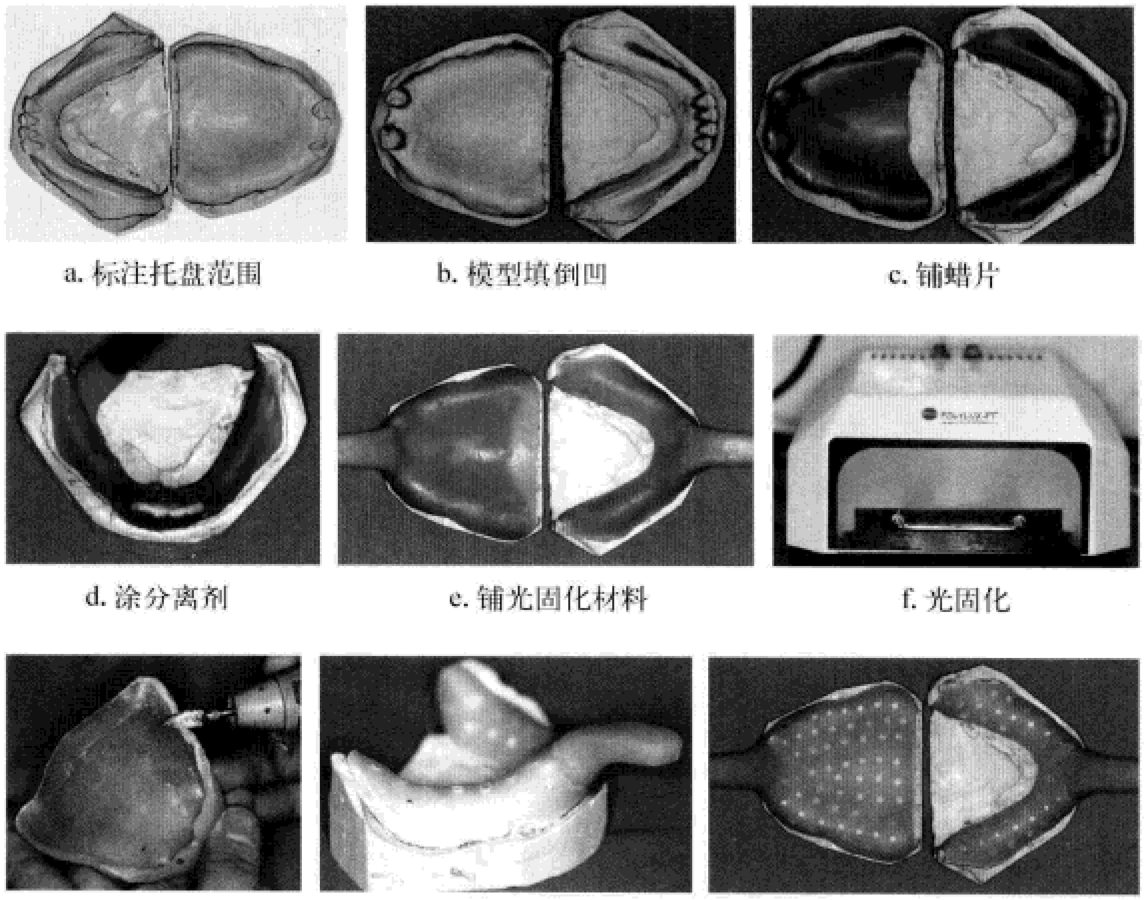
④ 在与光固化树脂托盘接触的模型表面涂一层分离剂，使固化后的托盘容易从模型上取下。

⑤ 将光固化树脂托盘材料从避光袋中取出，用小刀截成所需的长度，放在模型上，用小刀修整，确保覆盖牙齿及后缘的材料不会过薄。将多余的材料制成手柄形，粘到托盘前端。手柄也可用纸板或金属材料加固或使用厂家备有的预成手柄。

⑥ 将修整后覆盖在初模型上的个别托盘放入光固化仪器内，按材料要求控制光固化时间；从固化仪器中取出模型，去掉托盘上的软蜡，用空气阻隔材料喷涂整个印模托盘后将托盘重新放入固化仪器中，组织面朝上再进行光固化。

⑦ 固化完成后，将托盘从固化仪器中取出，用水和刷子清洁。用打磨器具（如硬橡皮刷、丙烯酸树脂修整器等）修整托盘的边缘，并将托盘的外表面

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 标注托盘范围　b. 模型填倒凹　c. 铺蜡片

d. 涂分离剂　e. 铺光固化材料　f. 光固化

g. 打磨边缘　h. 修整后的托盘边缘　i. 完成的个别托盘

图 6-34　光固化丙烯酸树脂制作个别托盘

简单抛光；如果使用的终印模材料为不可逆性水胶体，应在托盘的牙槽嵴顶以外的区域上每间隔 5 mm 钻出 1 个孔；将最终完成的托盘消毒，放在口内试戴，以保证在取印模前完成对托盘必要的修整。

4. 制取印模操作步骤和方法

（1）调体位

调整患者体位和头位，张口印模时最好保持上下颌牙弓殆平面与地面平行（见图 6-35）。

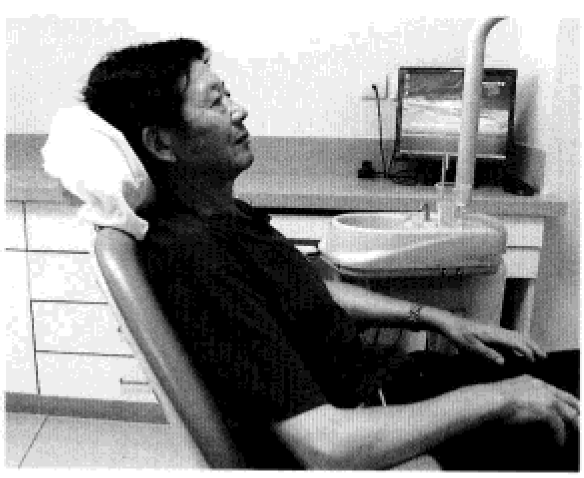


图 6-35　取模体位

（2）选择合适托盘

见本节“托盘的选择”和“个别托盘”（见图 6-36）。

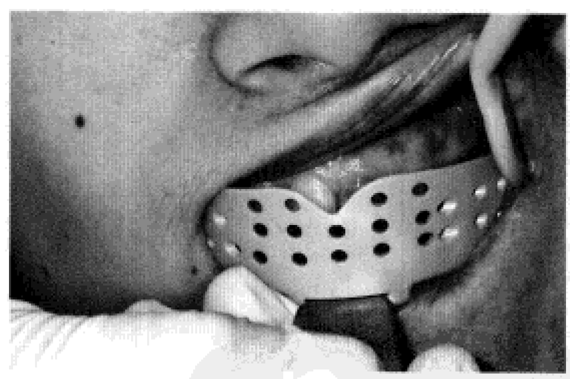


图 6-36　选择托盘

（3）制取解剖式印模的步骤

① 将印模材料置入合适的托盘内。

② 取部分印模材料置入较难取得印模的区域，如腭穹隆处以及预备有支托凹的基牙等处。

③ 利用口镜将一侧口角拉开，托盘旋转进入口腔。

④ 托盘对准牙列，使左右颊部和唇部与托盘

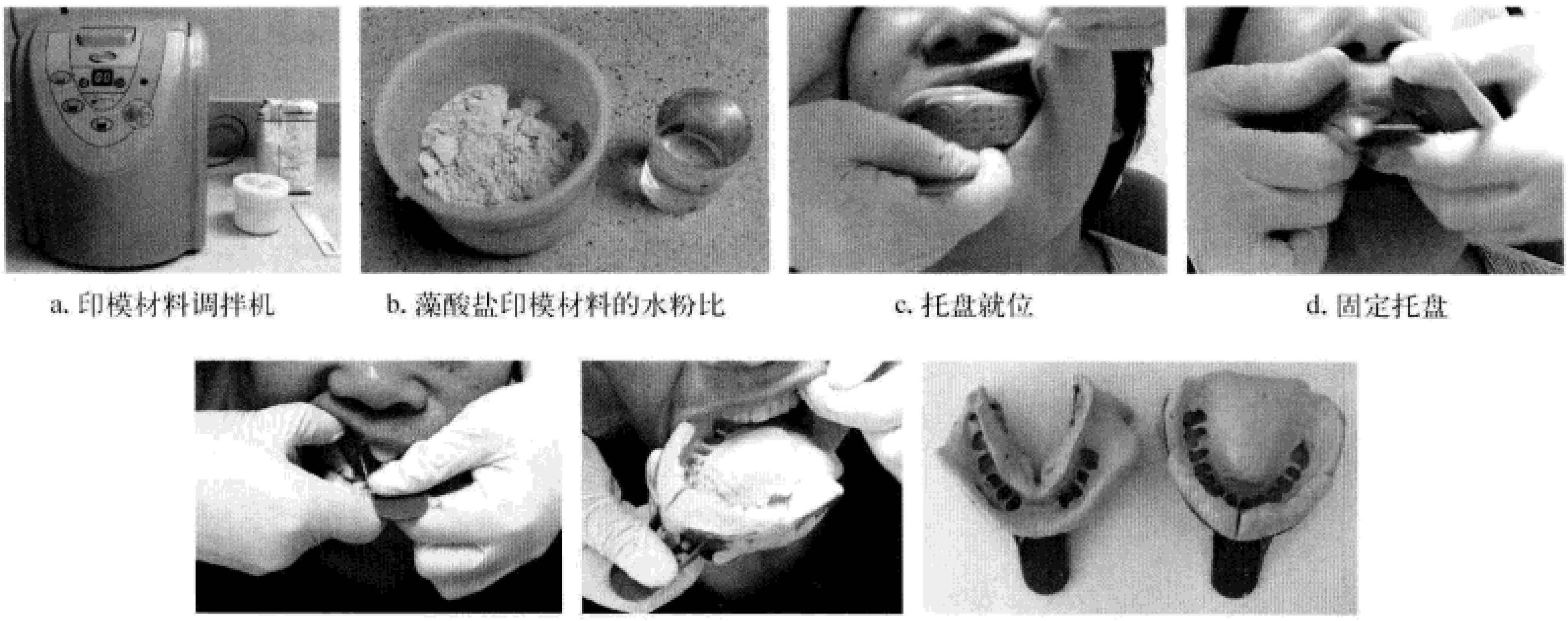
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

边缘的距离相近。

⑤ 在两侧后牙区稍加力，保持不动。待印模材料完全凝固后取出印模。需注意在印模材料凝固过程中不能脱手，以免托盘移动造成印模不准确。

⑥ 印模材料凝固后从口内取出时，应沿牙体长轴方向把托盘取下，避免印模材料撕裂和变形。

⑦ 用流水把印模上的唾液冲洗干净，仔细检查，喷上合适的消毒剂，立即用湿纸巾盖好。在潮湿环境中，可以消毒 15 min，印模不会变形。通常情况下，要尽早灌注模型，以避免脱水收缩发生变形（见图 6-37）。



a. 印模材料调拌机　b. 藻酸盐印模材料的水粉比　c. 托盘就位　d. 固定托盘

e. 托盘脱位　f. 从口内取出托盘　g. 取得的上下颌印模

图 6-37　藻酸盐制取解剖式印模

（4）制取选择性压力印模（修正模型印模）的步骤

选择性压力印模法的使用是基于对缺牙区牙槽骨表面覆盖组织的组织学特性、缺牙区牙槽骨的特性和其与加载应力方向的位置关系等的临床观察，为了使义齿基托更好地获得远中游离端牙槽骨的支持而采用的一种二次印模法，又称修正模型印模法。此种印模法不但能使缺牙区牙槽嵴软组织为义齿游离端基托提供尽可能多的支持，而且能充分发挥牙齿的支持能力。适用于基牙和黏膜混合式支持式义齿印模，尤其是下颌 Kennedy Ⅰ类和Ⅱ类牙列缺损，缺牙区牙槽嵴有明显吸收，黏膜和黏膜下组织松软且动度较大的病例。具体取模步骤如下（见图 6-38）：

① 将在初模型（解剖式印模）上制作的支架在患者口内试戴，要求消除所有义齿就位的干扰，直到支架各组成部件（支托、卡环、邻面板和连接体等）完全就位并与天然牙取得良好接触；再用咬合指示剂确定支架各部分的接触，调磨早接触点，直到戴入支架后与未戴支架前有相同的𬌗接触关系。

② 在支架上制作个别托盘，如本节中所介绍的个别托盘制作法，在支架上用光固化树脂制作个别托盘，并在口内试戴合适。

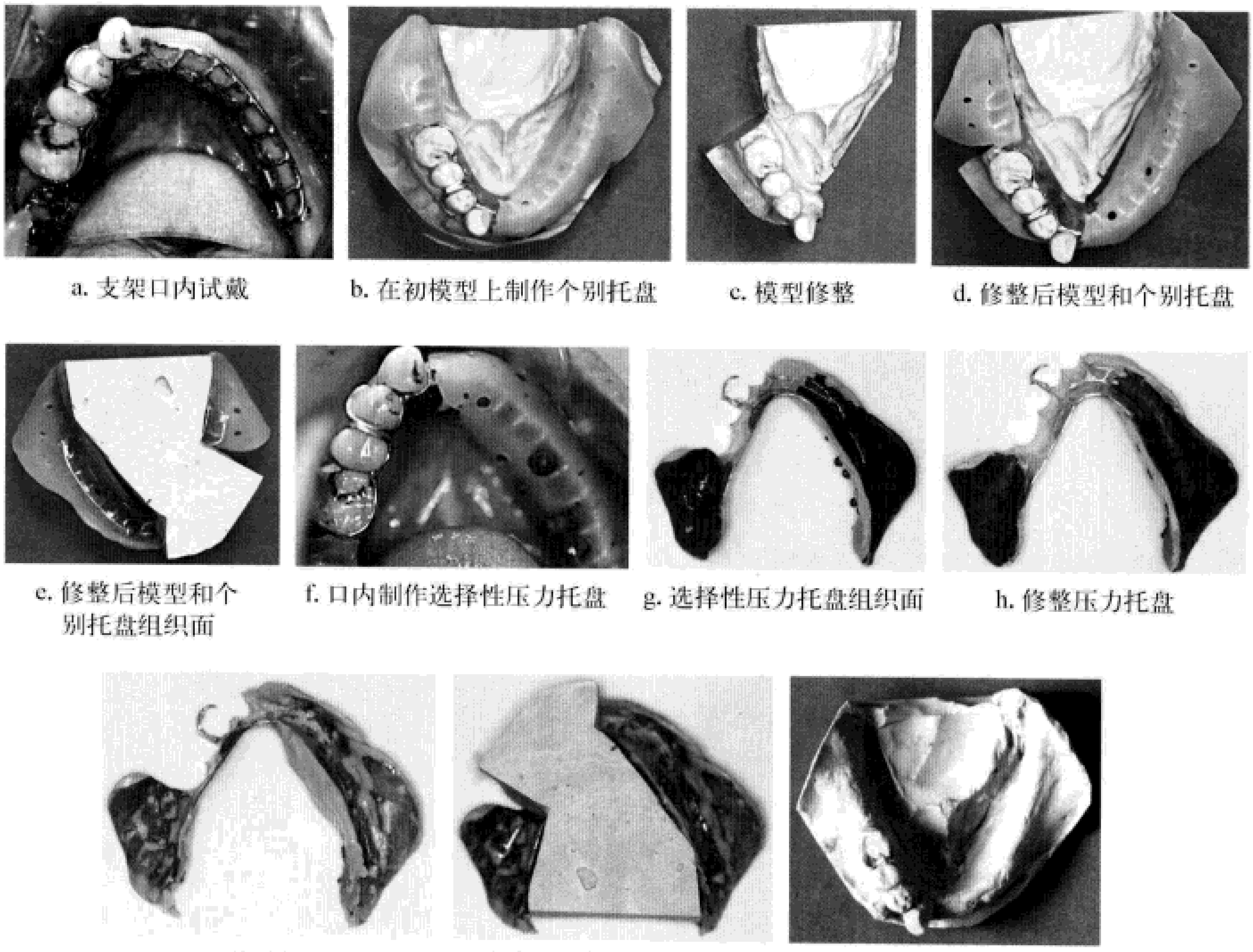
③ 制作选择性压力托盘，将印模膏软化后铺一薄层在托盘组织面，放入患者口内，重复此步骤多次，直到支架完全就位，并进行印模的边缘修整；再将印模边缘修短 1~1.5 mm，除颊棚区外，印模组织面均匀去除约 1 mm 并去除个别托盘开孔中的印模膏。

④ 用弹性印模材料完成终印模。印模材料凝固过程中要保证支架完全就位并保持不动。

⑤ 去除原初模型的缺牙区。在切割断面刻出沟槽以增加与制作修正模型时新灌注石膏之间的固位力。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

⑥ 将支架和印模完全就位于修正过的模型上，并用蜡固定，以防围模及灌注石膏过程中发生移位；用蜡围模灌注，即得到缺牙区为功能形态、其他区域为解剖形态的模型。



a. 支架口内试戴　b. 在初模型上制作个别托盘　c. 模型修整　d. 修整后模型和个别托盘

e. 修整后模型和个别托盘组织面　f. 口内制作选择性压力托盘　g. 选择性压力托盘组织面　h. 修整压力托盘

i. 终印模　j. 终印模与修整后模型拼合　k. 重新灌注的模型

图 6-38　制取选择性压力印

（5）用分层印模法制取功能性印模的步骤

如果患者缺牙区牙槽嵴表面黏膜均匀致密，可采用分层印模法在患者闭口状态下制取功能性印模。步骤如下（见图 6-39）：

① 制作暂基托，在初模型上画出暂基托范围，用模型倒凹充填材料填充倒凹区，用光固化树脂制作暂基托。

② 确定咬合关系，在暂基托的𬌗方制作能保持咬合接触的𬌗堤甚至排列人工牙，并在口内验证咬合关系。

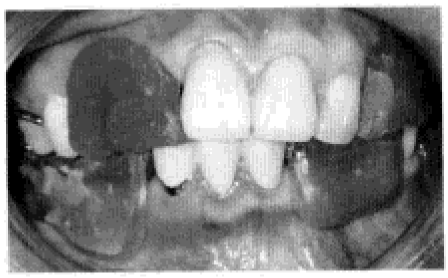
③ 修整暂基托，将暂基托组织面均匀磨除 1 mm 以留出印模材料的空间，并将暂基托边缘磨短 1~2 mm，以利肌功能修整。如患者无余留牙可保持咬合接触，则在磨除暂基托组织面时要保留缺牙区牙槽嵴顶前后各一小部分区域作为组织止点，以维持正确的咬合接触。

④ 制取缺牙区的闭口功能性印模，将硅橡胶或氧化锌丁香油糊剂印模材料置于暂基托的组织面，在口内就位后让患者咬合，并作闭口肌功能修整，取得缺牙区功能印模。

⑤ 修整缺牙区功能印模。取出印模后，检查暂基托下印模材料的完整性，修去基托边缘和余留牙上的多余印模材料，然后将缺牙区功能印模复位于口内。

⑥ 制取全牙弓印模。另取一合适的全牙列成品托盘，置入弹性印模材料（如藻酸盐）按前述制取解剖式印模的步骤制取整个牙弓及相关组织的印模。此时，该印模包括游离鞍基处的功能性印模和余留牙列区的解剖式印模。

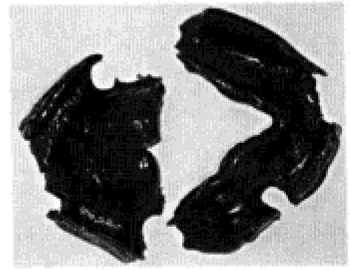
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



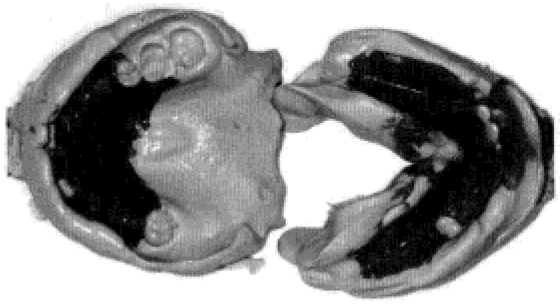
a. 确定暂基托和殆堤的咬合关系



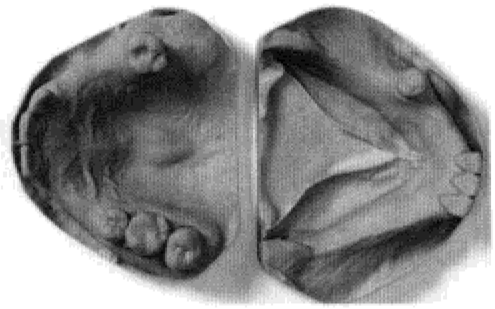
b. 磨除暂基托组织面和边缘的部分材料



c. 用硅橡胶印模材料取闭口功能性印模



d. 用全牙列托盘制取牙弓及相关组织的印模



e. 取得终模型

图 6-39　制取功能性印模

（四）灌注模型的方法和步骤

（1）材料与器皿准备

可摘局部义齿应该用硬质模型石膏，粉与水的比率必须按产品要求准备，同时应准备好干净的橡皮碗、振荡器以及调刀。

（2）模型材料搅拌

按石膏水粉比先将水放入橡皮碗内，再放石膏粉，用调拌刀调和，操作时间一般为 1 min。为了保证模型材料的质量，最好使用真空搅拌机调和。石膏调和完毕后，把橡皮碗放在振荡器上，排出材料中的气泡。

（3）牙列灌注

把印模从湿纸巾中取出，轻轻甩掉多余的水。用调刀先在印模的远侧放置石膏，让石膏通过振荡器注入每个牙齿，直至注入印模的前牙区。此操作可以避免产生气泡。当模型材料灌注满每个牙齿后，再增加模型材料，最终灌注整个印模。

（4）终模型灌注

把灌注后的印模放在支持架上，用同样的模型材料完成模型底座。模型底座最薄处应该有16~18 mm 厚度，边缘适当伸展，以使唇、颊、舌边缘可以正确记录在石膏模型上。修去模型的多余材料。把印模和模型用湿纸巾包起来，或放在潮湿的环境中，直到石膏最终硬化。

（5）模型取出和修整

灌注后的模型放置 30 min，待模型材料凝固后，把模型从印模中取出，在取出模型前，应去除阻碍模型脱离的印模部分。对取出的模型进行边缘修整，去掉由于印模气泡产生的泡状突起和缺陷。

三、填写修复体制作设计单和医技交流

设计单（work authorization）是对修复体制作过程的书面指示。医师通过设计单将修复体的设计要求提交给修复体制作人员，使技术员能按照设计单所描述的内容制作修复体。设计单是一种有效的医师与修复体制作人员之间的交流方式。它通过提供正确的指导来确保修复体的质量。设计单描绘和书写正确，可以保证可摘局部义齿的质量和取得满意的修复效果。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（一）设计单的内容、功能和填写要求

1. 设计单的内容（见图 6-40）

（1）委托修复体加工的牙科技工所的名称和联系方式。

（2）医师的姓名和联系方式。

（3）患者的一般情况（姓名、性别、年龄、联系方式等）。

（4）设计单开出日期。

（5）要求完成日期。

（6）修复体种类和设计要求（包括材料、颜色、设计图等）。

（7）医师认为在此病例中需要特别交代的注意事项。

（8）医师签名。

（9）修复体制作人员的签名。

2. 设计单的功能

（1）为修复体制作提供明确的设计要求和对选用材料的要求。

（2）遇到修复体质量不符合医师设计时，甚至在解决医师和技师之间的法律诉讼时，对双方来说都是一个保护性文件。

（3）完全确定医师和技师的各自责任。

3. 设计单的填写要求

设计单必须清楚、简洁、易懂，同时必须包含所有的内容。清楚详尽的设计单才能使技师理解并达到制作要求。

（二）填写设计单的注意事项（见图 6-41）

① 设计单应该只需最少的文字就可提供全部的指示。应该包括材料种类和规格列表，采取选择或填写方式（根据具体的设计单的要求）。

② 设计单能提示医师选择人工牙的信息。医师应该对选用人工牙负有责任，尤其是在前牙区，牵涉修复体的美观时，医师可从患者余留牙、面型、颜色、形态等方面的信息来选取合适的人工牙。

③ 设计单上应有修复体的设计图，必要时在图旁加文字说明，可清楚表达医师对修复体的具体设计要求。

④ 可用彩色笔标记工作模型上的标志。比如用绿色画支架外形线，用红色标出终止线的位置，用黑线显示模型观测时产生的牙齿和组织的观测线。标记能更好反映金属支架、基托边缘、金属支架和基托衔接处等一系列设计要求。

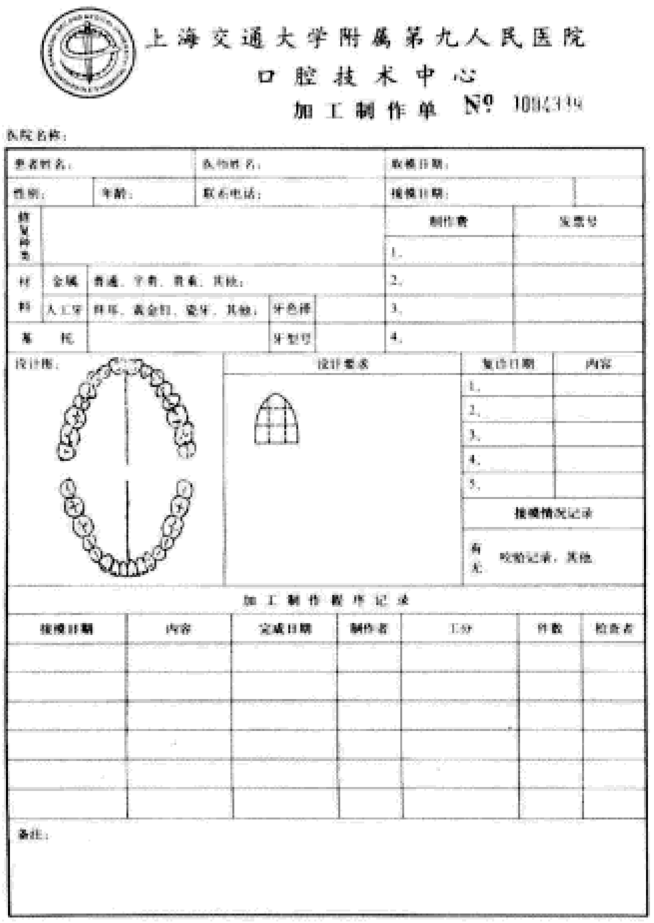
⑤ 设计单应该是便签簿形式，便于复写，给医师和技师提供副本。原件与复写件可以颜色不同，以便于区别。

（三）医技交流

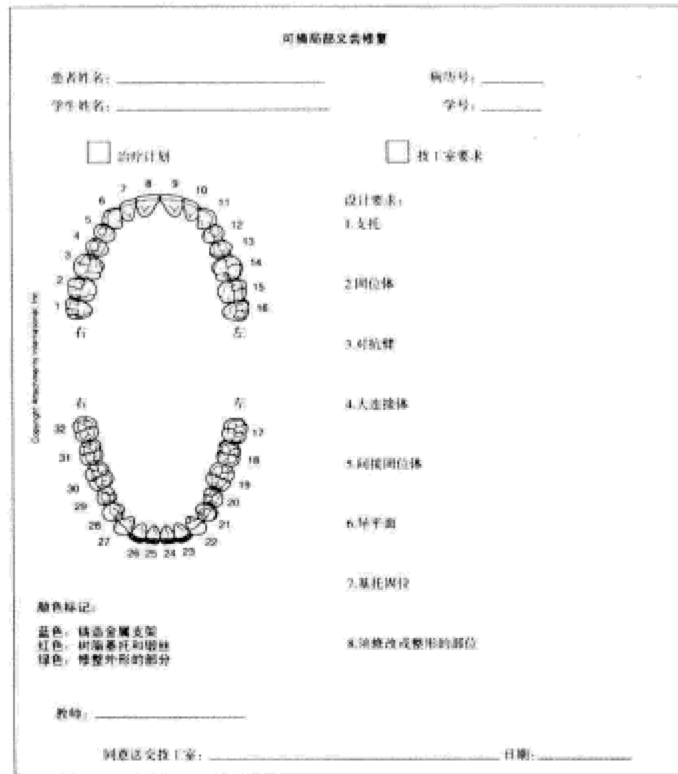
严格来说，医师要对可摘局部义齿修复治疗的所有过程负责。而技师只是按医师的要求进行修复体的制作，对修复体的质量负责。当临床发生可摘局部义齿修复效果不佳，或修复体无法完成初戴要求时，就需要分析出现问题的原因。此原因可能为医师设计、牙备、印模等步骤中的不当而导致，也可能为修复体制作过程中模型翻制、模型殆架转移、支架制作等步骤中的不当导致。

对医师而言，一个优秀的技师是宝贵的财富，能够在为患者提供口腔医疗服务的团队工作中发挥很大的作用。G.P.Smith 解释说，团队工作质量的好坏是医师的责任，它取决于医师的知识水平、经验、技术、管理能力、正直和有效交流的能力。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

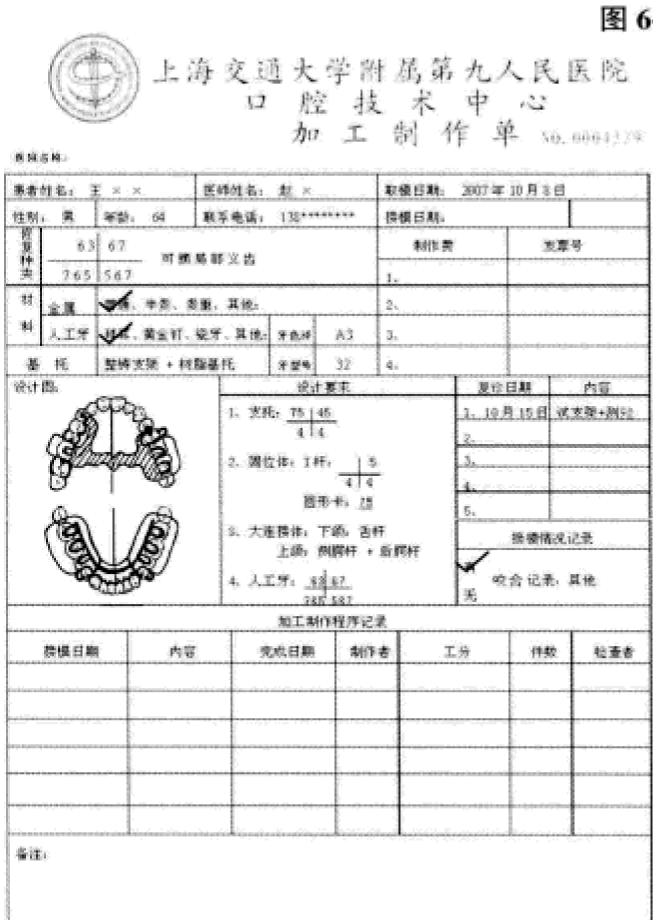


a. 上海交通大学医学院附属第九人民医院的设计单

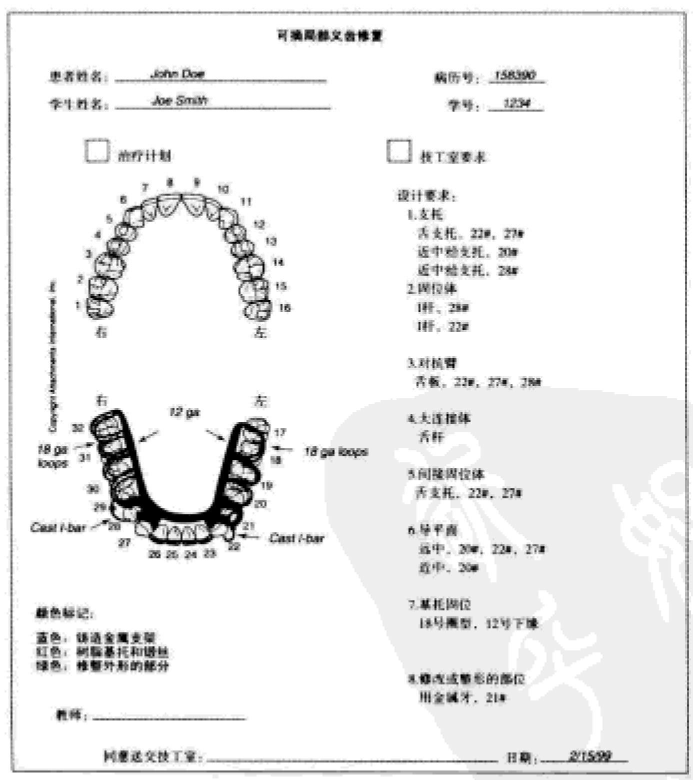


b. 引自Carr AB，McGivney GP，Brown DT．MaCracken's removable partial prosthodontics.11th ed. St Louis：CV Mosby Co，2004

图 6-40　设计单



a. 上海交通大学医学院附属第九人民医院设计单的填写



b. 引自 Carr AB，McGivney GP，Brown DT．MaCracken's removable partial prosthodontics.11th ed. St Louis：CV Mosby Co，2004

图 6-41　设计单的填写

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第五节 颌位关系确定和转移

一、颌位关系确定

可摘局部义齿咬合关系，应根据牙列缺损类型、缺失牙数目、余留牙的咬合状况等来确定。临床确定的咬合关系，应符合患者生理状况。在牙列缺损修复治疗过程中，颌位关系记录有多种方式，以下分别介绍颌位关系的确定方法。

（一）利用天然牙确定𬌗关系

1. 适用范围

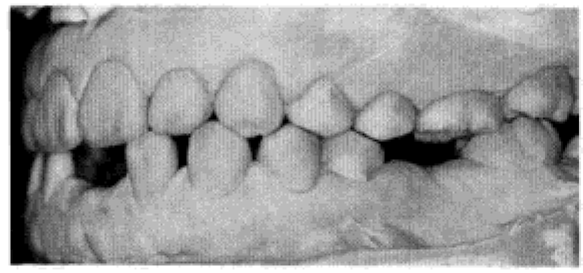
这种方法适用于仅有少数牙缺失，牙列中余留牙可保持正确的咬合接触关系，特别是余留牙的后牙区至少有三点以上的𬌗接触，即余留牙所构成的牙尖交错位较稳定，此时适用利用天然牙确定𬌗关系。

2. 方法和步骤

利用天然牙确定𬌗关系的方法是按原上下牙列咬合时的牙尖交错位确定颌位关系，此方法操作简单，只需将上下颌模型直接对合至稳定的牙尖交错位，并用黏性蜡粘接固定上下颌模型，直接转移至𬌗架（见图 6-42）。



a. 口腔内牙尖交错位稳定



b. 模型直接对合

图 6-42 利用天然牙确定𬌗关系

（二）利用天然牙加咬合记录确定𬌗关系

1. 适用范围

当患者的余留牙在正中咬合时能保持咬合接触关系，但上下颌模型对应时牙尖交错位不够稳定，此时可利用天然牙加咬合记录确定𬌗关系。如在 Kennedy 第Ⅲ类或第Ⅳ类牙列缺损时，可用此方法。

2. 咬合记录使用的材料

（1）咬合记录蜡

用咬合记录蜡取得咬合印迹，其操作简单，但存在一些不足，如从口腔内取出过程中和取出后蜡记录容易变形，影响𬌗记录的准确复位。因此用咬合记录蜡取得的咬合关系的准确度较差。其准确性要受到蜡的体积、黏度及冷却后的准确度等因素的影响。但由于价格低廉，使用方便，目前临床使用仍较广泛。

（2）可塑性树脂

可塑性树脂置入口前可以加热至均匀软化，硬固后较为稳定，可以精确地复位于模型上，取得

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的𬌗记录准确性较高，因此，是较好的𬌗记录材料之一。

（3）金属氧化物𬌗记录糊剂

金属氧化物咬合记录糊剂具有置入时软，凝固后硬的优点，但质地较脆，单独使用硬度不够，必须与咬合蜡结合使用，才可取得准确和强度高的咬合记录。

（4）硅橡胶咬合记录材料

专用硅橡胶咬合记录材料，是最佳的咬合记录材料，具有咬合记录准确度高，从口内取出后不易变形的优点，能精确地将上下颌模型的咬合关系复位。

3. 方法和步骤

由于使用的咬合记录材料不同，操作方法会有一些差异。以咬合蜡加金属氧化物咬合记录糊剂为例介绍制取精确咬合记录的方法。

（1）患者正中颌位的训练

在开始咬合记录之前，调整患者体位，并重复多次地训练患者正确地闭口至正中𬌗位。以便患者在咬蜡𬌗记录时，颌位不会偏位。

（2）制取和修整蜡记录

将均匀软化的咬合蜡片放在上下颌牙齿咬合面之间，引导患者在正中颌位咬合；然后取出蜡记录立即在水中冷却，再将蜡记录复位于口内以纠正冷却中产生的变形，取出后再次冷却；用刀去除多余的蜡，最重要的是去除与黏膜面接触的蜡。

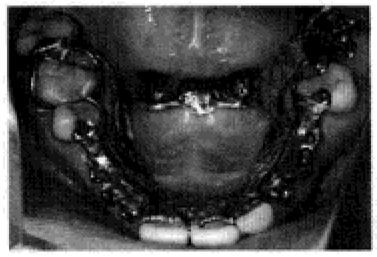
（3）用咬合记录糊剂校正咬合蜡记录

混合咬合记录糊剂，如氧化锌丁香油糊剂，并置于修整过的蜡记录的𬌗面和龈面，迅速将其放入口内后，让患者沿练习过的闭合道咬合，待记录糊剂凝固后取出；用刀去除咬合记录蜡以外的记录糊剂。

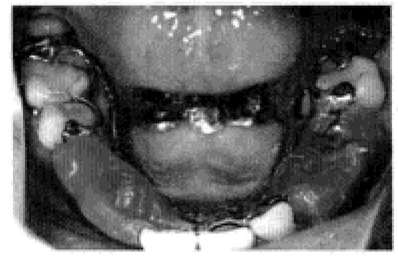
（4）咬合记录的复位

将咬合记录正确就位于上下颌模型的牙列咬合面之间，确定咬合关系的稳定性，此时可将上下颌模型按咬合记录转移至𬌗架。

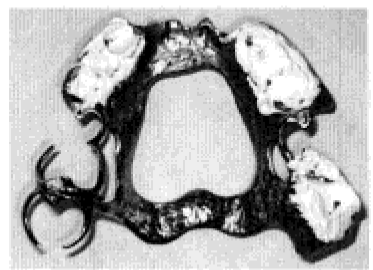
将金属氧化物糊剂涂于咬合蜡上成为咬合记录介质有其优点，即密度均一，𬌗面复制准确，硬固后体积稳定，在将模型转移至𬌗架步骤中变形的可能性很小，价格低廉等（见图 6–43）。



a. 试戴铸造支架



b. 在铸造支架上用咬合蜡记录正中 关系



c. 用咬合记录糊剂校正咬合蜡记录以获得精确的颌位关系

图 6–43　利用天然牙加咬合记录确定𬌗关系

（三）利用天然牙加缺牙区𬌗堤确定𬌗关系

1. 适用范围

当患者存在一侧或双侧远中游离端缺失，或缺牙间隙较大，或上下颌模型无法确定正中𬌗位以及咬合关系时应用此种方法。制作颌位记录基托，在缺牙区上放置蜡堤来记录𬌗关系。

2. 方法和步骤

（1）制作𬌗记录基托

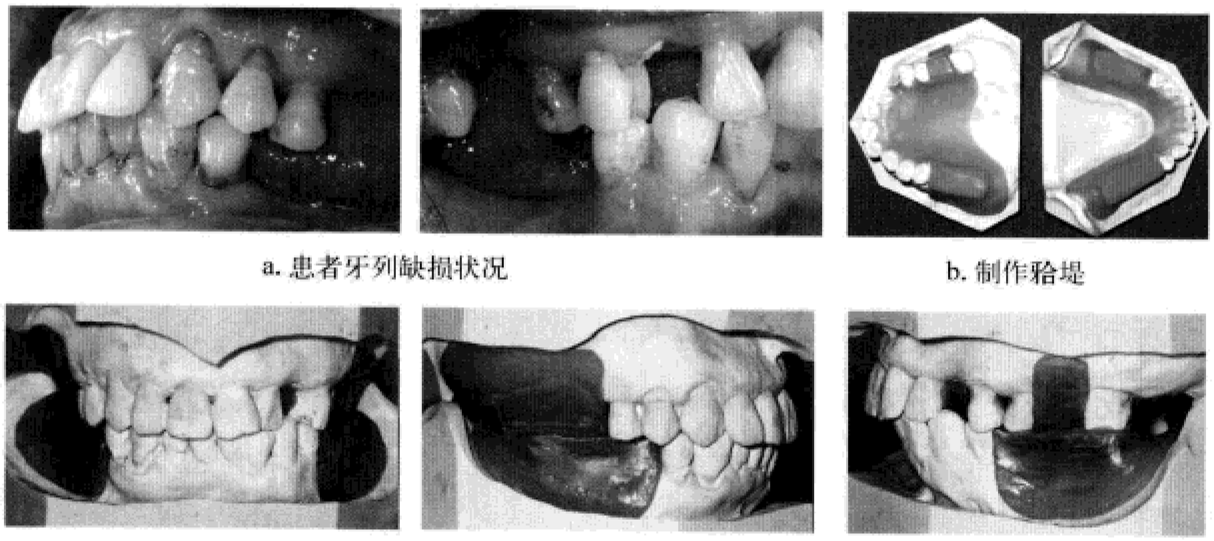
以光固化暂基托材料为例，在模型上绘出基托范围，并在制作𬌗记录基托前在工作模型上填塞不利的倒凹；在模型上涂一薄层模型分离剂，以方便光固化后基托从模型上取下；仔细地把基托材料贴合于模型上；把基托放在光固化仪器内使材料固化，然后从模型上取下𬌗记录基托，修

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

整基托边缘。殆记录基托也可以用自凝丙烯酸树脂制作。

（2）制作殆堤并确定殆关系

在缺牙区殆记录基托上用蜡制作殆堤，在口内利用天然牙和缺牙区蜡堤让患者做正中咬合，以确定殆关系（见图 6-44）。



a. 患者牙列缺损状况　　b. 制作殆堤

c. 确定殆关系

图 6-44　利用天然牙加缺牙区殆堤确定殆关系的方法

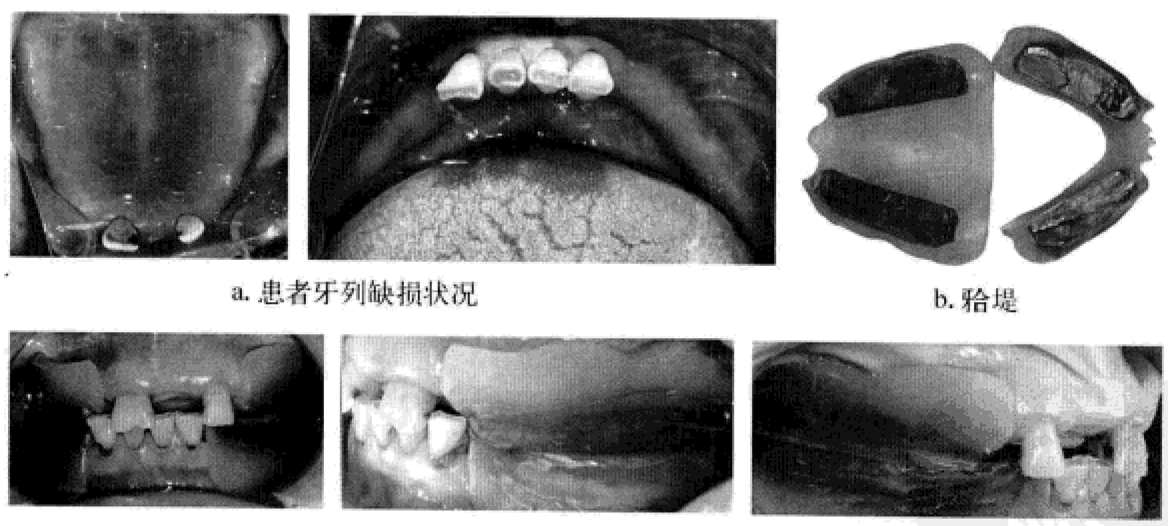
（四）利用殆堤确定殆关系

1. 适用范围

当患者一侧为牙列缺失另一侧为牙列缺损，或者患者口内余留天然牙无咬合接触关系，用殆堤来确定殆关系。

2. 方法和步骤

由于口腔内余留牙无咬合接触关系，此时殆关系记录完全建立在殆堤上。用颌位记录基托来支持蜡堤，通过垂直距离的确定和正中关系位记录来确定殆关系，其具体操作步骤参照全口义齿（见图 6-45）。



a. 患者牙列缺损状况　　b. 殆堤

c. 利用殆堤确定殆关系

图 6-45　下颌利用殆堤确定殆关系

（五）利用殆轨迹记录确定殆关系

1. 适用范围

利用殆轨迹（occlusal pathways）记录确定殆关系的方法与前四种方法不同，前面的殆关系记录方法为静态颌位关系记录，而本方法是采用功能性殆记录，一般适用于颌位关系不稳定的患者，应该根据分析模型确定的合适垂直距离基础上考虑在上下牙弓的一侧先设计和制作可摘局部义齿，然后用

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

咬合轨迹记录方法确定𬌗记录。

2. 方法和步骤

(1) 制作颌位记录基托和𬌗堤

颌位记录基托和𬌗堤的制作可以参照前述方法,应该注意,颌位记录基托应同最终修复体基托有相同的准确性和稳定性。最理想的颌位记录基托是用最终修复体的基托,比如已完成口内就位的金属基托部分。用于𬌗堤的蜡应该有足够硬度以承担咬合力,还要有合适的宽度以记录下颌咬合运动的咬合轨迹。

(2) 试戴

试戴颌位记录基托，在基托合适的状态下,将蜡堤咬合面的蜡加热软化,让患者做正中颌位时的咬合,使蜡堤咬合面与对𬌗有广泛接触印迹。同时修整咬合接触区以外多余的蜡。

(3) 咬合运动轨迹初记录

完成试戴后,告知患者应一直戴用(除就餐时取下外)24 小时或更长时间,包括睡觉时。通过蜡堤,可记录下下颌运动时的所有边缘位,包括咀嚼运动中自发的侧方运动、不自主的侧方运动、睡眠中边缘颌位以及习惯性运动。这种𬌗轨迹记录反映下颌运动中的咬合运动轨迹,正确地记录咬合接触关系。

指导患者清洁因咬合运动产生的蜡屑,同时向患者说明戴用这种颌位记录基托和蜡堤的原理和意义,得到患者的配合,完成运动轨迹的记录。

(4) 蜡堤的修整和第二次运动轨迹记录

戴用咬合轨迹记录蜡堤 24 小时后，蜡堤的𬌗平面会呈现连续的光泽面,提示在所有边缘运动中蜡堤与对颌牙功能性接触关系。这时,如发现与对颌牙无接触区域,应该添加蜡,直至与对𬌗牙有广泛接触印迹。为了正确的记录咬合关系,让患者再次戴蜡堤 24~48 小时。最终完成的咬合记录,应该在保持正确垂直距离的基础上接触。蜡堤应该显示反映所有边缘运动时牙尖位置的完整光滑的面,得到完整的𬌗轨迹记录。

(5) 咬合模板(occluding template)

将已完成的记录转换成咬合模板以指导人工牙排列与咬合接触关系的调整。把𬌗轨迹记录蜡堤复位于工作模型上或将𬌗轨迹记录蜡堤戴入口内,制取印模,形成工作模型,再用围模蜡或围模泥围模,仅暴露咬合记录区域,然后用硬石膏灌注,待石膏凝固后取出,形成咬合模板,指导排牙。

二、颌位关系转移

由于牙列缺损的类型不同,临床采用确定颌位关系的记录方法各有不同,因此将模型转移至𬌗架的方法也有差异。临床将颌位关系转移至𬌗架常用有两种方法,即将模型转移至平均值𬌗架或转移至半可调节式𬌗架。

(一) 颌位关系转移至平均值𬌗架

利用模型上的余留牙直接对合,或利用咬合记录确定颌位关系者,在将模型转移至𬌗架前检查上下颌模型咬合接触关系,然后先把上颌模型转移并固定至𬌗架的上颌体上,再把下颌模型按咬合记录对应至上颌模型,并将其固定,把下颌模型转移固定至𬌗架的下颌体上,完成颌位关系的转移。具体操作方法详见本章第六节。

(二) 颌位关系转移至半可调节式𬌗架

利用咬合记录、𬌗堤或𬌗轨迹记录确定颌位关系者,可按面弓、𬌗叉转移颌位关系方法,用𬌗叉、面弓先将上颌模型的位置关系转移至半可调节式𬌗架的上颌体上,并用石膏把上颌模型固定。然后

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

按照颌位记录将下颌模型转移至殆架的下颌体上并用石膏把下颌模型固定。然后把前伸和侧向殆记录转移至殆架，最终完成颌位转移。具体操作方法详见本章诊断模型转移至殆架部分。

第六节　修复体的制作

可摘局部义齿修复体的制作过程与固定义齿和全口义齿有相似之处，但在具体的制作中还是存在较大差别，下面结合临床操作步骤详细讲述可摘局部义齿的制作过程。

一、工作模型处理

对临床口腔牙体预备后取得的工作模型进行底座边缘修整，工作模型用于制作修复体前尚需进行处理，具体步骤如下。

（一）填补模型倒凹

在可摘局部义齿修复体的制作过程中，填补模型倒凹十分重要。这不但可以避免修复体金属支架进入倒凹区，还可以消除其对口腔软组织的损伤，同时更有利于义齿就位，缩短临床可摘局部义齿初戴时的操作时间。填补模型倒凹的具体步骤如下：

1. 绘制观测线

确定义齿的就位道后，将模型放在导线测绘仪的观测台上，在基牙和邻牙的所有轴面和其他余留牙的舌面画出导线，作为填补模型倒凹和设计制作卡环的依据。关于确定就位道及画导线的内容在其他章节已经进行详细阐述。（见图 6-46）

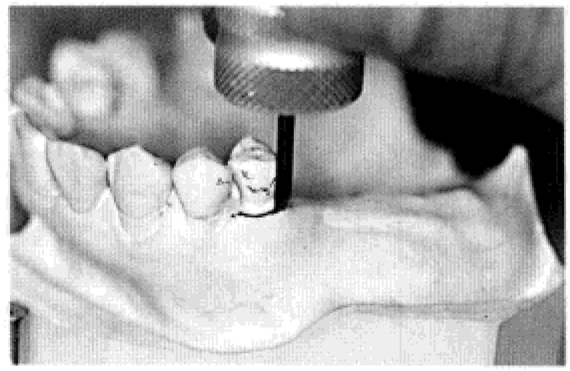


图 6-46　绘制模型观测线

2. 填补倒凹

用石膏或倒凹蜡填补影响修复体就位的不利倒凹区。倒凹蜡应有足够高的熔点，以防复制模型材料聚合时产热使蜡软化或变形。如用石膏填补倒凹，应将需填倒凹处用水充分湿润，并在填倒凹的石膏固化前削除多余石膏。填补倒凹还需注意不可在放置固位体的固位臂处进行填补倒凹处理（见图 6-47）。

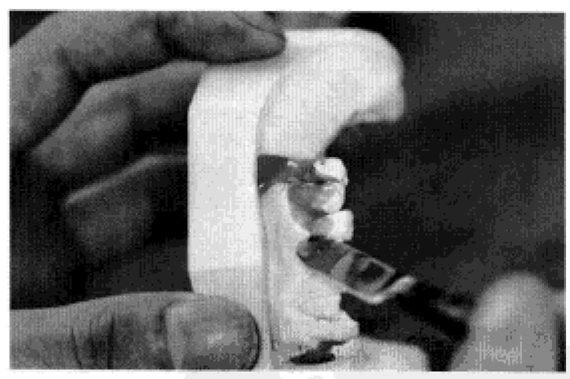


图 6-47　填补倒凹

3. 精修完成

倒凹填补完成后，再将模型按可摘局部义齿就位道方向复位于观测台上，在观测杆上换上切割刀，修整多余的倒凹蜡或石膏。也可采用加热的修整杆对倒凹蜡进行修整，此方法不会损伤石膏模型，同时可以暴露观测线（见图 6-48）。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

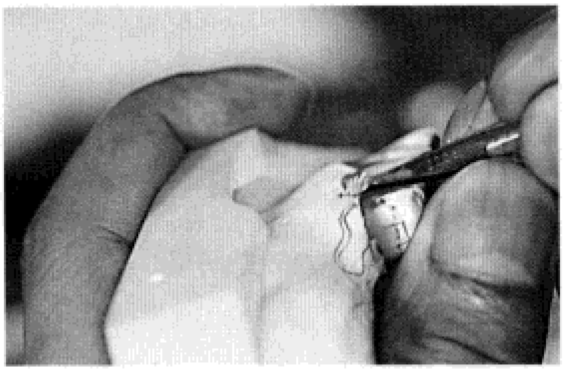
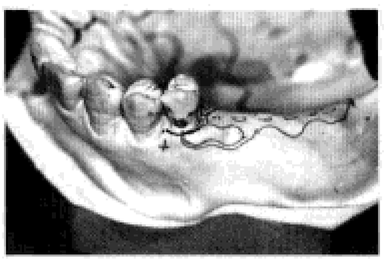


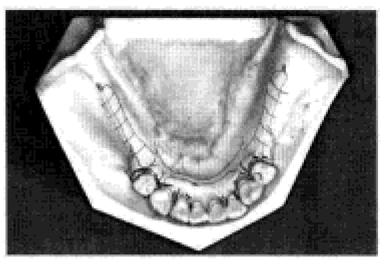
图 6-48　修整倒凹填补区

（二）绘制修复体设计图（见图 6-49）

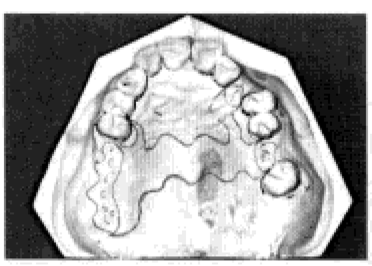
通过模型分析并结合临床要求，用不同颜色的笔在模型上绘制出可摘局部义齿的设计图，并标注固位体卡环的位置和形态。通过观测台的垂直臂上倒凹测绘计按固位体金属材料测定基牙的倒凹深度，并标注卡环固位臂的位置。



a. 绘制固位体位置



b. 下颌模型设计图

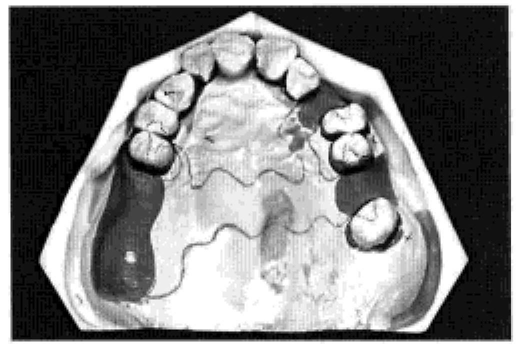


c. 上颌模型设计图

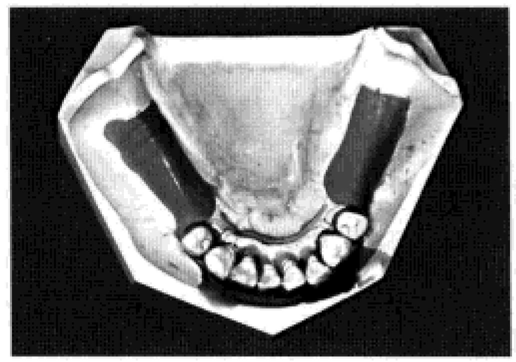
图 6-49　模型上绘制设计图

（三）基托及缓冲区处理（见图 6-50）

如设计金属支架式可摘局部义齿，在基托网状结构的区域需用薄层蜡片作衬垫，预留出树脂基托充填区域，使树脂基托与网状结构牢固结合。此外，上颌硬区、下颌舌隆突区、切牙乳头、颧突、上颌结节颊侧、骨尖等解剖结构表面黏膜较薄，需用石膏或倒凹蜡缓冲，使最终完成的修复体形成缓冲区域。如需翻制复制模，则应同时填补唇侧倒凹区。



a. 上颌模型



b. 下颌模型

图 6-50　完成基托及缓冲区处理模型

二、颌位关系记录相关的技工操作

缺失牙多导致余留牙丧失咬合关系，或患者的颌位关系不稳定时，需用𬌗托记录上下颌的位置关系，并转移到𬌗架上。𬌗托由基托和𬌗堤两部分组成，相关的操作步骤如下：

（一）制作基托（见图 6-51）

基托是指𬌗托的基底，与黏膜接触。为取得咬合记录的𬌗堤提供固位与稳定，可适当扩大𬌗托的面积并保持与余留牙舌侧相接触。基托在处理好的工作模型上制作，通常使用自凝或光固化树脂材料制作，以保证其强度和准确性。树脂固化成形，修整磨光后完成基托的制作。用于确定颌位关系的暂基托范围应尽量扩大，以保证记录过程中𬌗托的固位和稳定。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

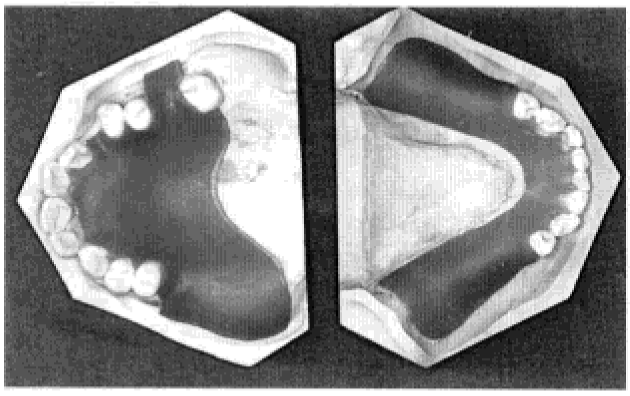


图 6-51　暂基托制作完成

（二）制作殆堤(见图 6-52)

殆堤相当于用于排列人工牙及牙槽嵴的部分，其作用是记录上下颌的位置关系，为排列人工牙提供参照，可用于预测患者面形的恢复程度。通常用蜡制作殆堤，一般以余留牙为参照物进行制作，若

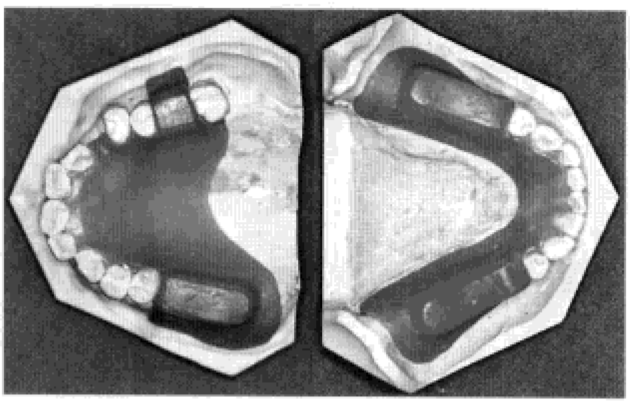


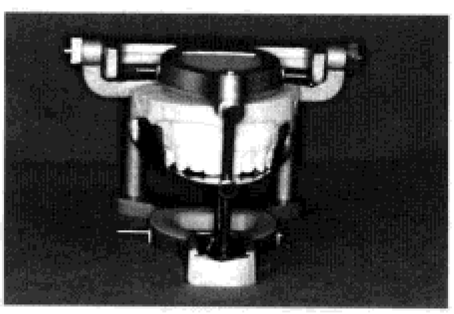
图 6-52　殆堤制作完成

无余留牙，则参照全口义齿的殆堤制作方法。

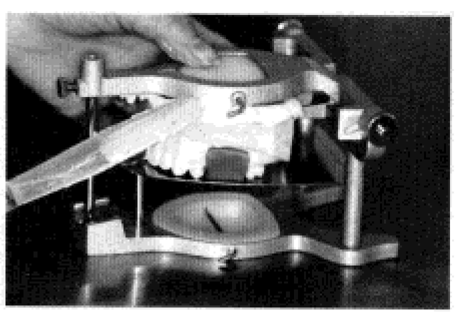
（三）上殆架

在临床医师确定颌位关系后，为模拟患者口腔内的上、下颌位置关系，需将模型转移至殆架。针对不同的缺牙类型可使用不同类型的殆架，可摘局部义齿修复体的制作中主要为以下两种：对于天然牙较多有稳定咬合关系的病例，可采用较为简单的平均值殆架；对于缺牙较多，口内无稳定咬合关系的病例，需采用较复杂的半可调节式殆架，在临床上应用面弓确定颌位关系并转移至殆架上。采用半可调节式殆架转移上下颌工作模型在本章已做介绍。

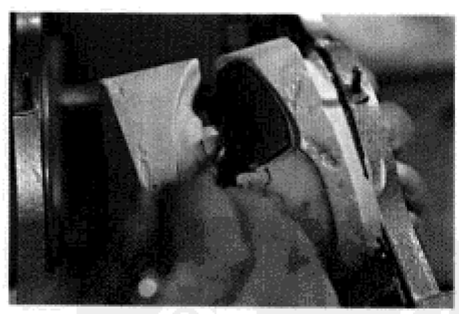
下面介绍将模型转移至平均值殆架的方法。检查上下颌模型的咬合关系是否正确，使上颌模型的殆平面与殆架上的殆平面板一致，把上颌模型固定在殆平面板上，并使模型的中切牙接触点或唇系带，即中线与切导针一致，然后用石膏把模型固定在殆架上。取下殆平面板，倒置殆架，按咬合关系将上下颌模型暂时固定，再用石膏固定下颌模型，完成上下颌模型转移至殆架的操作(见图 6-53)。



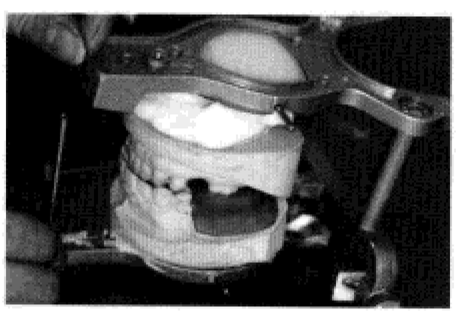
a. 固定上颌模型在殆平面板上



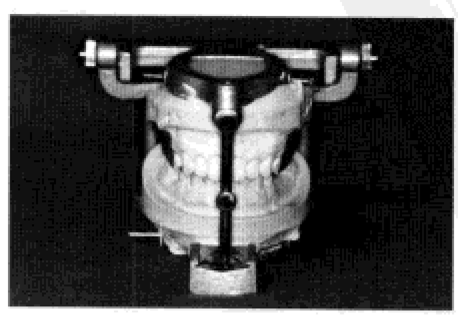
b. 固定上颌模型



c. 吻合上下模型并固定



d. 固定下颌模型



e. 完成上殆架

图 6-53　上殆架

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

三、固位体、连接体的制作

金属和树脂是用于制作可摘局部义齿的主要材料，两者各有所长，应在制作可摘局部义齿时灵活运用，充分发挥各自特长，才能制作出集美观、舒适、耐用、便于摘戴等优点于一体的高质量义齿。根据缺牙区义齿基托所使用材料的不同，可将可摘局部义齿分为树脂基托连接的修复体和金属支架连接的修复体两大类，两者的技工操作略有差别，应用也有所不同。

（一）树脂基托修复体的固位体、连接体制作

树脂基托修复体是以基托树脂将可摘局部义齿修复体各组成部分连接成整体。在基托内可辅以少量金属作为支架起增强作用，其固位体、连接体的制作过程如下。

1. 制作固位体

卡环、附着体、套筒冠等可以为可摘局部义齿提供固位的装置统称为固位体，按其作用可分为直接固位体与间接固位体。本章着重介绍以卡环为固位体的可摘局部义齿制作过程。

（1）绘制观测线

详见工作模型处理。

（2）模型观测线与卡环各组成部分的关系

观测线是决定卡环位置的标志线，又称为导线。基牙在观测线以上𬌗向部分称为非倒凹区，观测线以下龈向部分称为倒凹区。卡环由卡环臂、卡环体、𬌗支托及小连接体组成。

原则上卡环应环抱基牙的3个面4个轴角，起支持、稳定和固位作用。卡环各组成部分与模型观测线的关系（见表6-1）。

表6-1 卡环组成与模型观测线的关系

卡环组成部分	与模型观测线的关系	功　能
𬌗支托	观测线上方，基牙的𬌗支托凹内	支持作用
卡环体	观测线上方的非倒凹区	支持作用及连接卡环部件
卡环臂上端	从观测线上方的非倒凹区开始延伸至观测线下方的倒凹区	稳定作用
卡环臂尖端	位于观测线下方的倒凹区内，视卡环种类不同，进入倒凹的深度也不同	固位作用
小连接体	位于非倒凹区	连接卡环与义齿基托
对抗臂	位于非倒凹区	稳定作用

（3）卡环制作的基本要求

① 具有适当的固位力，防止义齿脱位。

② 具有适当的稳定作用，防止义齿摆动。

③ 具有一定的支持作用，防止义齿下沉。

④ 保护口腔软硬组织，不损伤基牙及软组织。

⑤ 异物感小。

⑥ 美观。

⑦ 物理、化学性能稳定。

⑧ 经久耐用，不易变形、折断。

（4）锻丝卡环的制作

锻丝卡环是指用卡环钳弯制的不锈钢丝卡环，其特点是易于使用，弹性较好，要求技工操作时不能在钢丝上留下伤痕，否则容易折断。

① 不锈钢丝的型号和直径（见图6-54）

应根据基牙牙冠大小、健康状况等条件选择合适的钢丝，有直径0.8、0.9、1.0 mm 3种不同直径的钢丝可供选择，一般情况下磨牙卡环常用0.9或1.0 mm钢丝，前磨牙选用直径0.9 mm钢丝，前牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

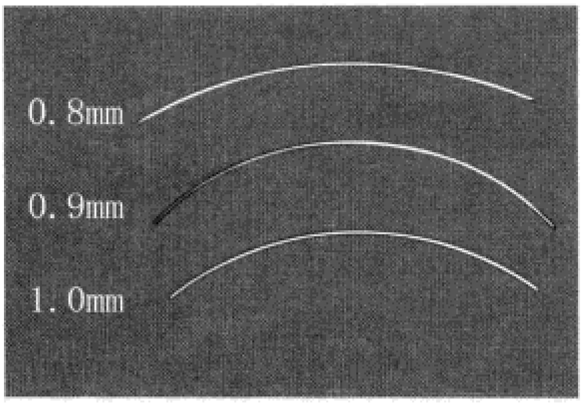


图 6-54　三种不同直径的钢丝

选用直径 0.8 mm 钢丝。

② 弯制卡环时，用卡环钳夹持钢丝不得滑动，用手指推弯钢丝成形（见图 6-55）。

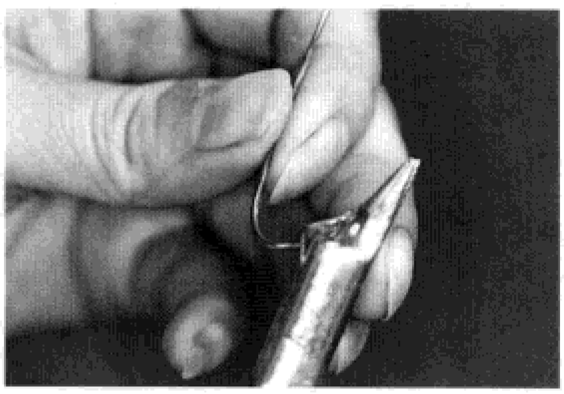


图 6-55　推弯钢丝成形

③ 弯制卡环时用铅笔在钢丝拐弯处做记号（见图 6-56），钳夹部位应略离开标记点，检查前一步骤的密合情况，正确无误后再弯制下一部位。

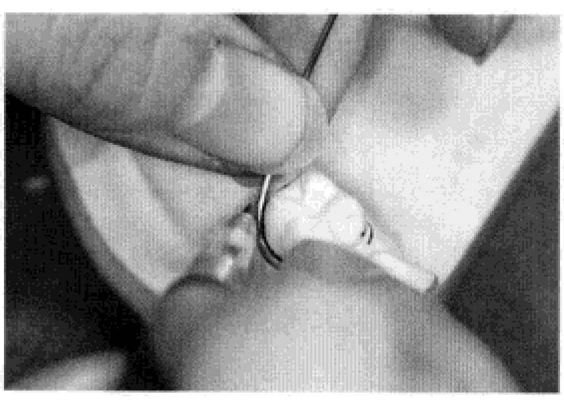


图 6-56　标记拐弯处

④ 弯制过程中应注意以下要点

如弯制的部分不密合时，可拉直调整密合后再弯制下一部位，不得更改已密合部位；拐弯处应圆滑，避免不必要的拐角；避免反复弯曲钢丝，以防卡环折断，不使用多次弯曲过的钢丝；不得损伤石膏模型；剪断钢丝后，需调磨卡环尖端，使之圆钝（见图 6-57）。

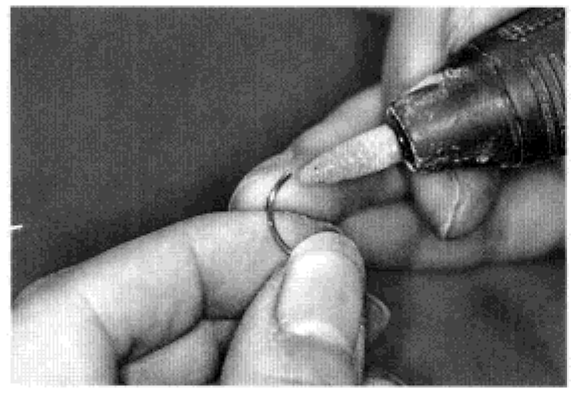
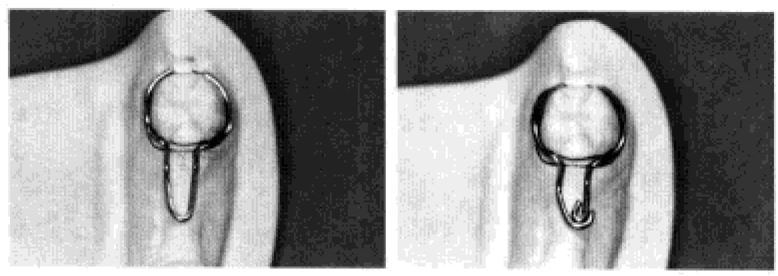


图 6-57　磨圆卡环尖端

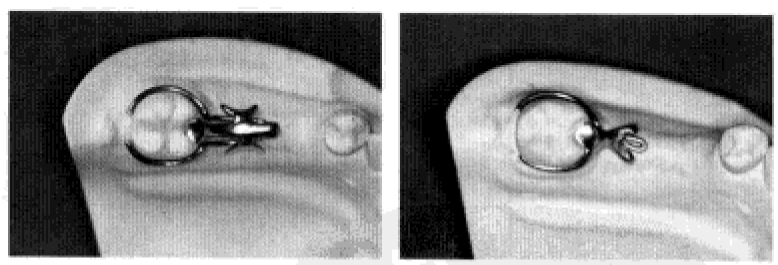
⑤ 根据制作方法的不同，可将弯制方法分为整体法（见图 6-58a）和分体法（见图 6-58b）。



a. 整体法　　b. 分体法

图 6-58　锻丝卡环弯制方法

⑥ 锻丝卡环还可搭配使用锻造𬌗支托和铸造𬌗支托（见图 6-59a），并可与铸造对抗臂联合应用（见图 6-59b）。



a. 锻丝卡环联合铸造𬌗支托　　b. 锻丝卡环联合铸造𬌗支托及对抗臂

图 6-59　锻丝卡环联合铸造部件

（5）铸造卡环的制作

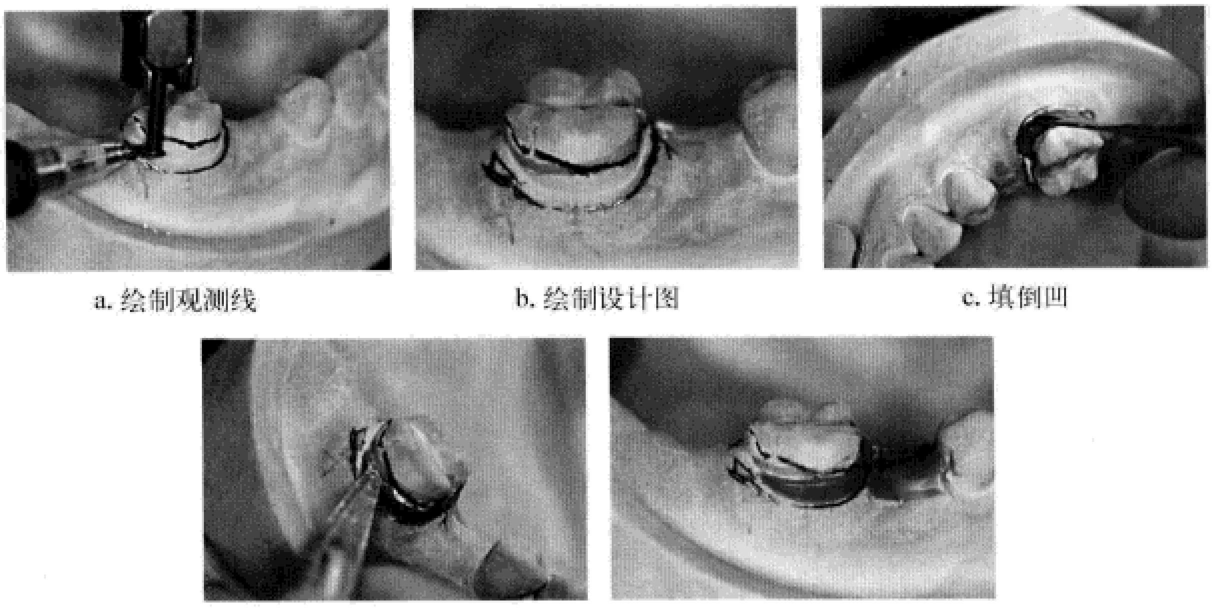
铸造卡环是指在模型上制作蜡型，通过包埋、铸造的方式所制作得到的卡环。铸造卡环形式多样，详见第二章。随着制作工艺的发展，现在铸造卡环多采用带模铸造法，就是指在复制好的耐火材料模型上制作卡环蜡型，然后连同耐火材料模型一起

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

包埋、铸造，采用这种方法制作的卡环与基牙的轴面密合性较好。

① 模型准备(见图 6-60)

根据卡环各组成部分的要求，将卡环设计图绘制到模型上，也可在卡环边缘线的下缘刻入细沟，以便在耐火模型上显示出卡环位置。考虑整体设计，在小连接体下方用 0.5 mm 蜡片缓冲。



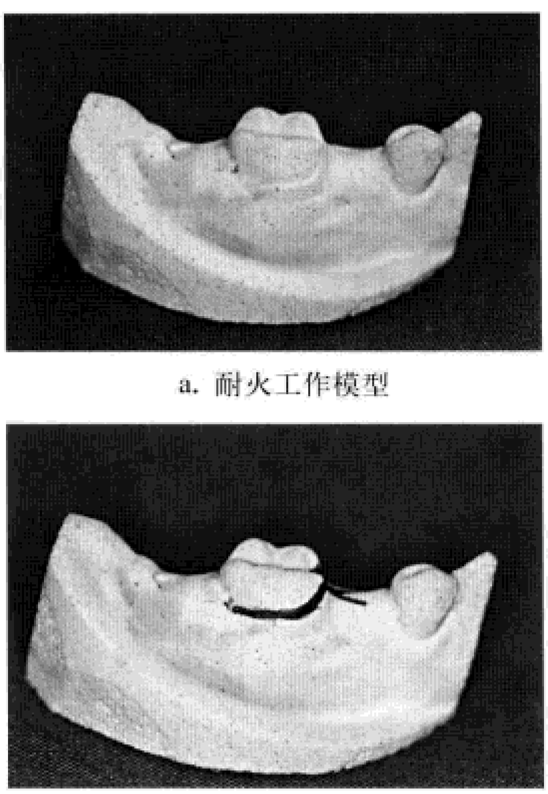
a. 绘制观测线　b. 绘制设计图　c. 填倒凹

d. 修整倒凹蜡　e. 完成

图 6-60　模型准备

② 制作耐火材料模型(见图 6-61)

石膏模型在水中浸泡 5 分钟，用琼脂或硅橡胶材料复模。根据生产商的水粉比例调拌包埋料，灌注耐火材料模型。待包埋料固化后，取出模型，并在模型上重新绘制卡环设计图，明确卡环位置。



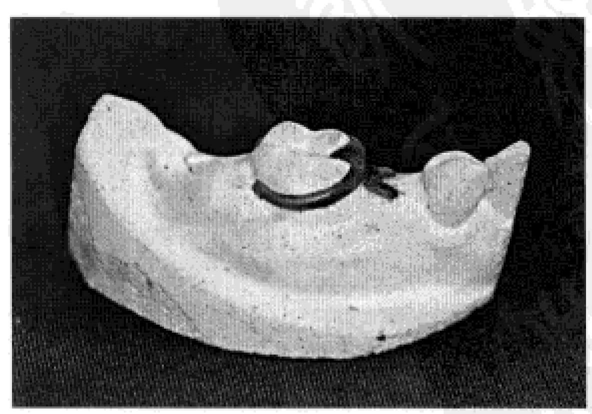
a. 耐火工作模型

b. 绘制设计图

图 6-61　耐火工作模型制作

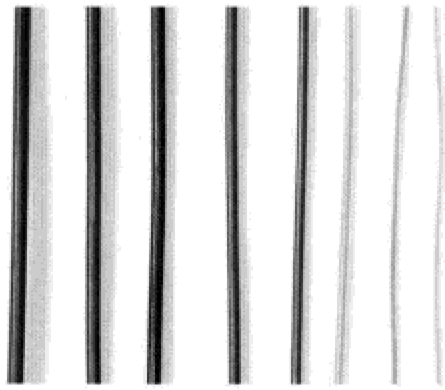
③ 制作蜡型(见图 6-62a)

多采用成品蜡线条(见图 6-62b)或卡环形状蜡制作(图 6-62c)，如用成品蜡线条制作，则截取适当形态及长度的蜡线条，按卡环的基本要求及设计图，形成卡环蜡型。以第一磨牙为例，卡环的厚度在卡环体处应为 1 mm，尖端应为 0.5 mm，从卡环体向尖端逐渐变细。殆支托及殆支托与卡环体的结合处应圆润，小连接体的长度应与基牙的近远中径基本一致，并在小连接体尖端形成鸠尾形状，以固定在基托内。目前多数使用蜡制作卡环蜡型，也可采用树脂堆塑或贴附成品树脂线条制作卡环蜡型，并可直接在石膏工作模型上制作。

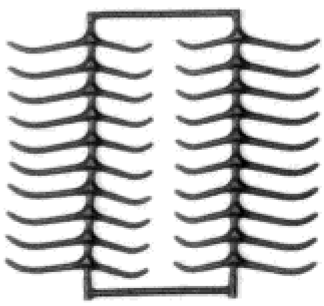


a. 卡环蜡型

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



b. 成品蜡线条



c. 成品卡环蜡

图 6–62　铸造卡环蜡型及成品蜡

④ 包埋、铸造(见图 6–63)

在𬌗支托与小连接体交界处安插直径 1.5 mm 的铸道,喷涂蜡型清洁剂,去除蜡型表面污迹,可选择使用无圈法或有圈法包埋。使用铸圈包埋时应在铸圈内衬垫 1~2 层薄蜡或缓冲纸。调拌包埋料灌注铸圈,根据包埋料的要求焙烧铸圈并铸造。待铸圈自然冷却后谨慎取出铸件,喷砂去除表面包埋料。

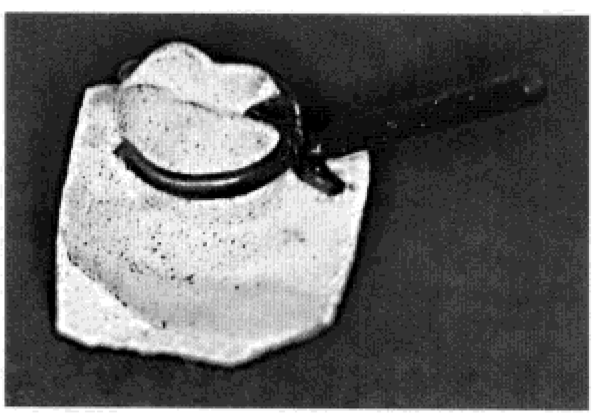


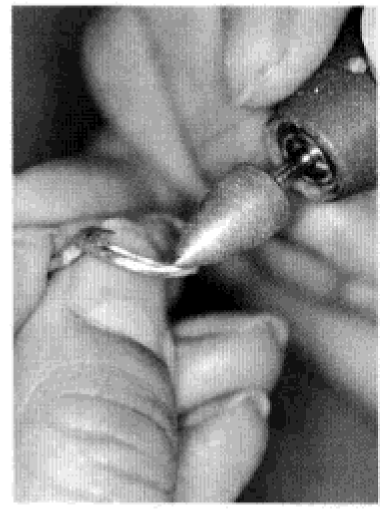
图 6–63　安插铸道

⑤ 研磨抛光,就位完成(见图 6–64)

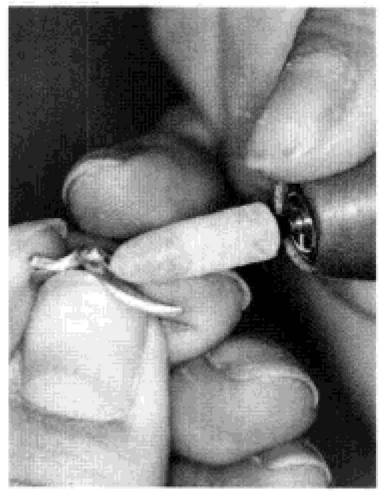
用砂片切断铸道,根据磨平抛光原则对铸件进行打磨、抛光。然后将铸造卡环在工作模型上就位,检查密合状况。



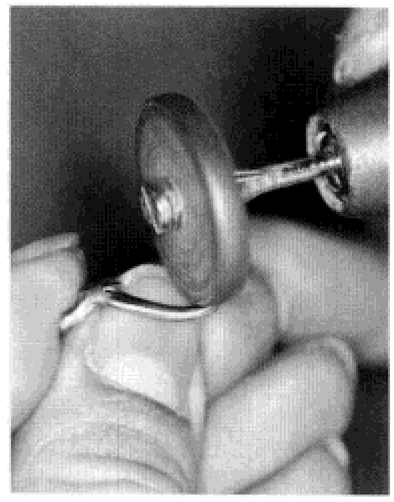
a. 铸造清理后



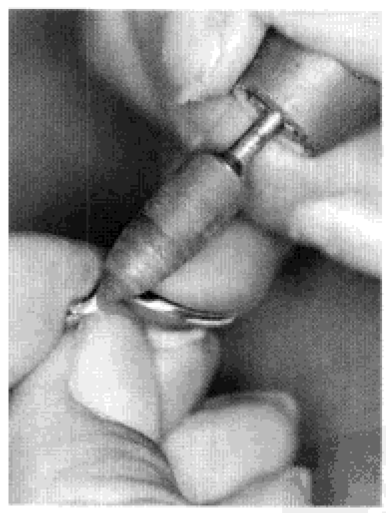
b. 粗磨



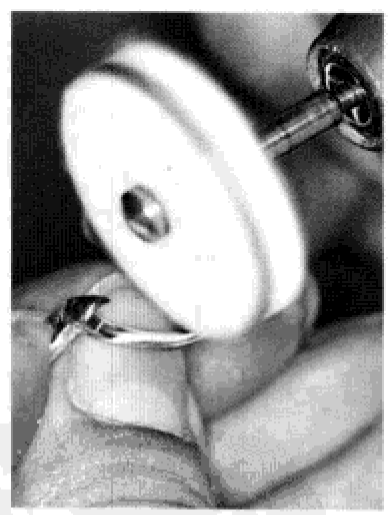
c. 细磨



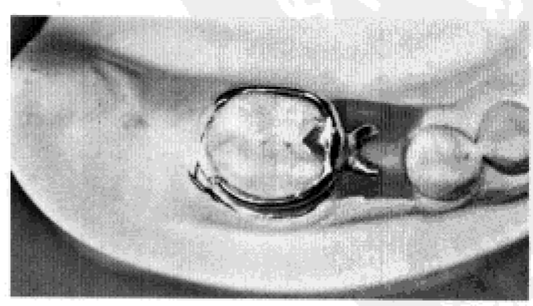
d. 橡皮轮粗磨



e. 橡皮轮细磨



f. 抛光



g. 完成后就位

图 6–64　研磨抛光,完成制作

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 连接体的制作

连接体可用铸造或弯制两种方法制作，由于铸造法制作具有密合性好、容易塑形、操作简便等优点，在临床上广泛应用。弯制连接体由于密合性差、精度低等原因，临床很少应用。

(1) 铸造连接体

铸造的大连接体有腭杆、腭板、舌杆、舌板、颊杆等多种类型，制作方法与铸造卡环大体相同。根据修复体的复杂程度，可选择脱模铸造或带模铸造两种不同方式制作连接体，对于形态复杂的铸件一般多采用带模铸造。

① 模型准备

依据绘有义齿设计图的工作模型进行制作，在相应需缓冲处理的解剖标志压贴薄蜡片缓冲，如制作舌杆尚需填补模型舌侧牙槽黏膜上的倒凹。

② 制作耐火材料模型

方法与铸造卡环耐火材料模型制作相同。

③ 制作连接体蜡型

截取略大于连接体轮廓线的薄蜡片，贴附在模型上，烫接蜡片边缘，使其与模型相连，若使用成品蜡型则无需贴附薄蜡片。在连接体的边缘线内上蜡制作连接体蜡型，修整形态后使蜡型表面光滑，在小连接体部形成一定的固位形态，使连接体与树脂基托产生机械固位。结合连接体形态和厚度、金属的流入方向等因素，合理安插直径为2~3 mm的铸道。

④ 包埋、铸造

方法与铸造卡环的制作相同。如脱模铸造，则取下蜡型，安插铸道，喷涂蜡型清洁剂，固定在铸圈近中央的位置，包埋后铸造。

⑤ 研磨、抛光、完成

方法同铸造卡环制作。

(2) 弯制连接体（或称连接杆）

舌杆和后腭杆也可用金属成品杆弯制而成，适用于对密合精度要求较低的修复体，已很少应用，现多数采用精度较高的铸造连接体。

① 模型准备

常规缓冲处理，下颌模型舌侧应填补倒凹，小连接体下方也需预留空间以增加与基托的结合强度。完成缓冲后描绘连接体边缘线，舌杆应离开余留牙颈部3 mm以上，离开舌系带1 mm以上。

② 弯制

截取适当长度的蜡线条或保险丝，沿连接体的边缘线贴附在模型上，用以测量所需金属杆的长度，并可将蜡线条或保险丝弯曲后作为参照物使用。用技工钳弯制成品金属杆，使金属杆与模型上的相应弧度一致，弯制时应循序渐进，使金属杆与模型尽量贴合。弯制伸入基托内的小连接体时，如间隙不足可能影响排牙时，可进行捶打，以降低厚度。为增加连接杆与树脂基托的机械性固位，可磨改小连接体处形成各种固位形态。

（二）金属支架式修复体的铸造支架制作

金属支架式修复体是指修复体各组成部分的连接方式以大连接体或金属基托为主，在缺牙区辅以少量树脂基托。构成金属支架的部件中，固位体、连接体及大部分基托均需铸造完成，这些部件合称为铸造支架，应整体制作。

1. 金属支架式修复体的优缺点

(1) 优点

① 强度大，不易损坏或变形。少数情况下，反复承重也会引发金属疲劳，产生断裂。

② 制作精度高，易于设计。可以根据病例的个体差异进行个性化设计。

③ 异物感小。金属强度高、厚度薄、体积小，降低了患者的异物感，有利于改善患者的发音、吞咽等功能，特别适用于对异物敏感的患者。

④ 表面光洁，导热性好。金属易于研磨、抛光，自洁性好，能预防黏膜炎症。导热性好有助于改善味觉。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(2) 缺点

① 需要特殊加工设备。

② 难以修理，如基托区重衬和调磨等。

③ 与树脂基托义齿相比，重量较大。

2. 铸造金属支架制作

(1) 完成设计后工作模型的处理

在设计完成的工作模型上，填补倒凹，并在小连接体的组织面及需缓冲的部位用薄蜡片缓冲（详见工作模型的处理）。

(2) 复制模型的材料

制作可摘局部义齿金属支架一般都采用带模铸造技术，其优点为保留了准确的原始工作模型，防止金属支架制作中原始模型折断和磨损，以及避免脱模铸造技术中出现的支架变形。

① 复制模型材料

复制模型的印模材料要求有良好的流动性和精确性，以保证复制模型的准确、精密，并应具备与模型材料易于分离、操作简单等特点。同时，选择复制模型的印模材料时，要注意它的固化温度不能太高，否则会使填补倒凹的蜡熔化或变形。

一般用于复制模型的印模材料主要有两种。一种为琼脂，是可逆的水胶体印模材料，其优点为价格便宜、精度较高，但易变形，不能用于反复翻制模型。另一种为硅橡胶，硅橡胶材料以其精度高、永久变形率低，并可反复翻制模型而广泛应用于可摘局部义齿的制作。

② 复制模型型盒

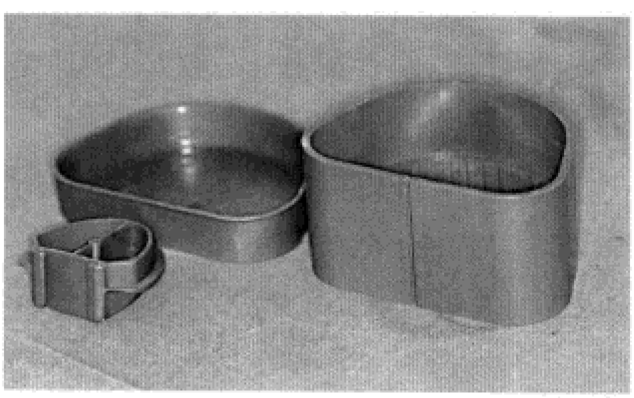


图 6–65　复制模型型盒

翻制复制模型一般都使用复制模型型盒（见图 6–65），采用琼脂材料时用它来容纳液态的耐火材料直至冷却固化，使耐火材料形成阳模，破坏琼脂材料即可取出耐火材料阳模，不易损坏。

(3) 硅橡胶复模法

① 将处理好的工作模型放置在型盒内，模型底座周边与型盒之间应有适当的空间，模型殆平面与型盒顶部应有 2 cm 以上的空间，使印模材料有一定厚度，保证复制模型的准确性。

② 模型不需浸水，复模前在模型表面喷一层除张力剂，对于底座较薄的模型必须加蜡以便使耐火模型最薄处的底座有 2 cm 厚度，以免复制模型取出时折断。用蜡将模型固定在复制型盒底座上（见图 6–66）。

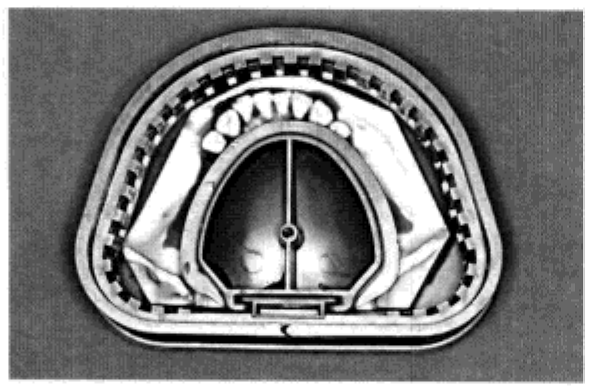


图 6–66　工作模型放置在型盒内

③ 将硅橡胶印模材料少量持续地沿工作模型边缘灌注到型盒内，尽量减少灌注过程中形成的气泡，直至材料注满复制型盒（见图 6–67）。

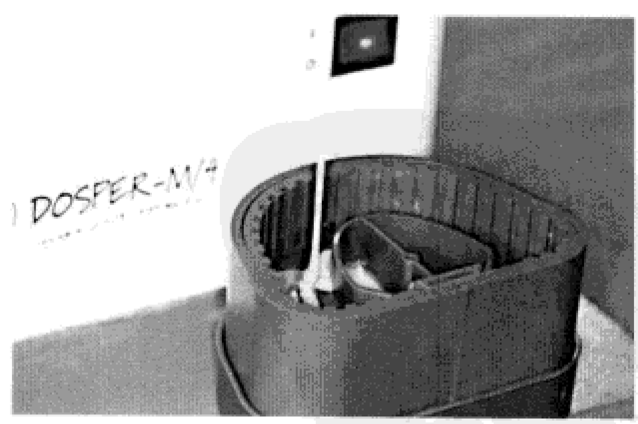
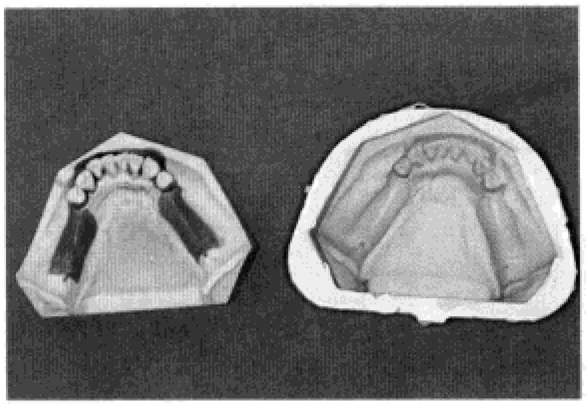


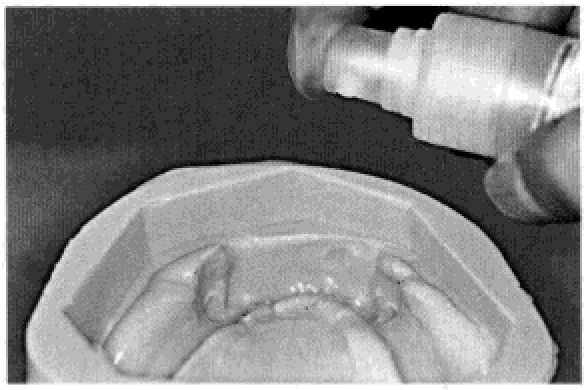
图 6–67　灌注硅橡胶

④ 待硅橡胶完全固化后，取出模型，检查印模表面有无气泡，是否清晰、准确；然后在其表面喷涂一层除张力剂（见图 6–68）。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 复制模型阴模



b. 喷涂除张力剂

图 6-68 阴模形成及处理

⑤ 将耐火材料按生产商要求的水粉比混合，在真空搅拌器内迅速调拌，然后将材料缓缓振荡注入硅橡胶阴模内(见图 6-69)。

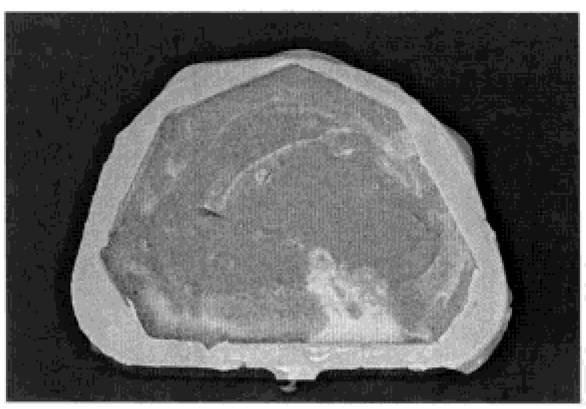


图 6-69 灌注耐火工作模型

⑥ 待耐火材料固化后从阴模内取出，检查耐火模型的表面光洁度、有否气泡、有否牙体缺损等，完成耐火材料模型的复制。如不符合要求可重新灌注模型。

(4) 琼脂复模法

① 工作模型在 38℃的水浴中浸泡 5 min，减少两者间的温差，避免急剧的温度变化(见图 6-70)。模型放置在型盒内的要求与方法同前。

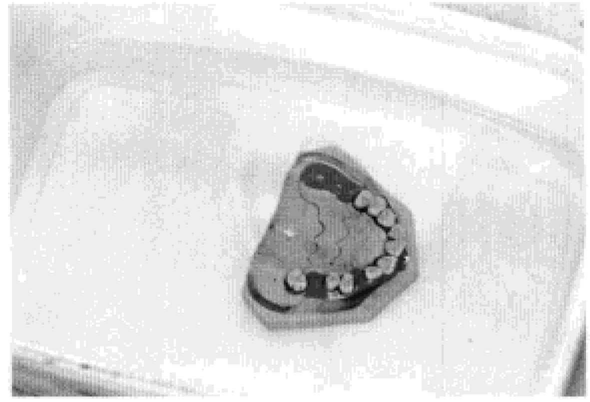


图 6-70 38℃水浴 5 min

② 琼脂复模材料需预先热处理，可通过琼脂熔解器进行熔化，将琼脂切成小碎块，以加快其熔化速度，防止发生局部过热(见图 6-71)。

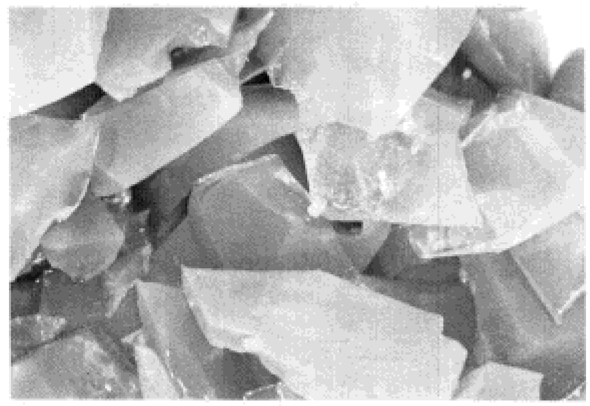


图 6-71 琼脂复模材料

③ 琼脂熔解后自然冷却至 45℃时，使液态琼脂从一个方向以稳定的速度流入型盒。使用自动琼脂熔解机将便于操作(见图 6-72)。

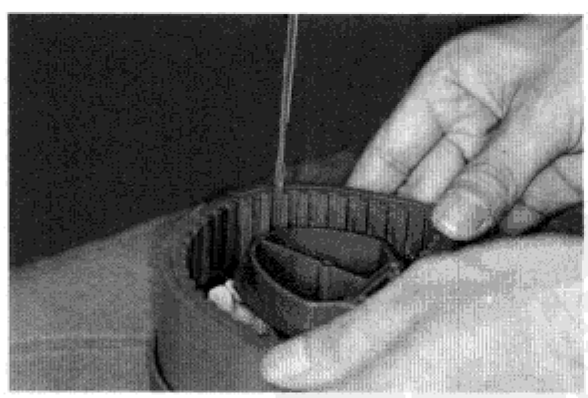


图 6-72 琼脂液灌注模型

④ 灌注后静置，室温中自然冷却，直至琼脂凝固为止(见图 6-73)。

⑤ 从复制模型阴模内取出模型，再将耐火材料同前方法和要求灌注模型。待材料完全固化后从阴模内取出耐火材料模型(见图 6-74)。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

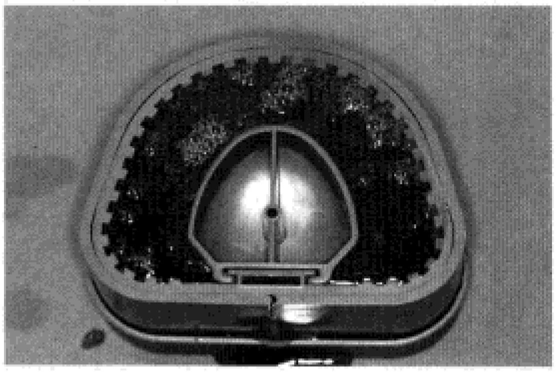


图 6-73　灌注后的阴模

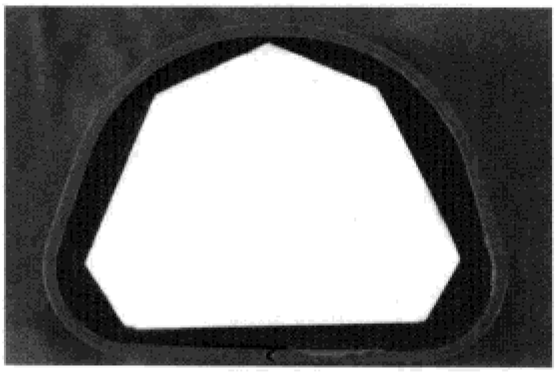
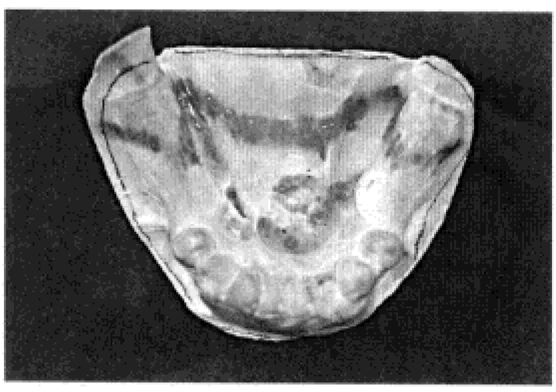


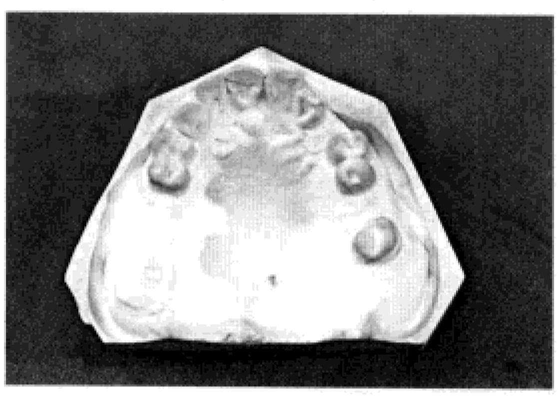
图 6-74　琼脂复制阴模

（5）耐火模型强化处理

将以上两种方法复制的耐火工作模型放入烘箱内烘干，并对其进行表面硬化处理，即放入蜡浴、漆浴或树脂强化剂等硬化剂中浸泡约半分钟，使硬化剂渗入模型内，以提高模型的强度和光滑度，利于蜡型制作。最终完成模型复制（见图 6-75）。



a. 下颌耐火工作模型

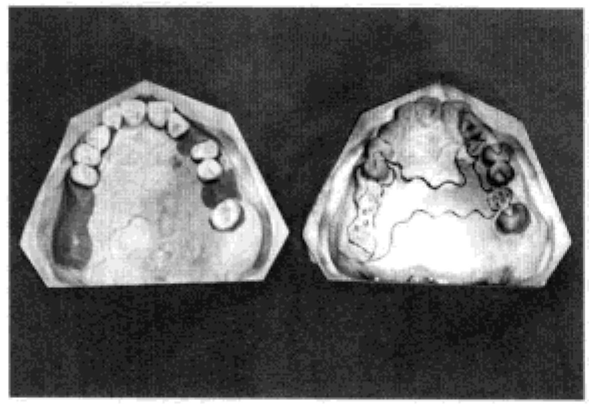


b. 上颌耐火工作模型

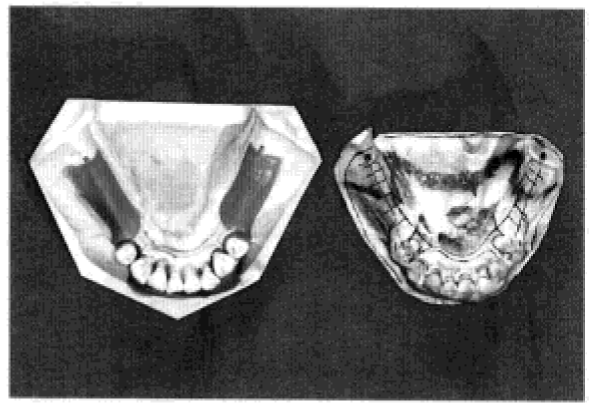
图 6-75　制作完成的耐火工作模型

（6）制作铸造支架蜡型

用铅笔将石膏工作模型上的设计图绘制到耐火工作模型上（见图 6-76）。



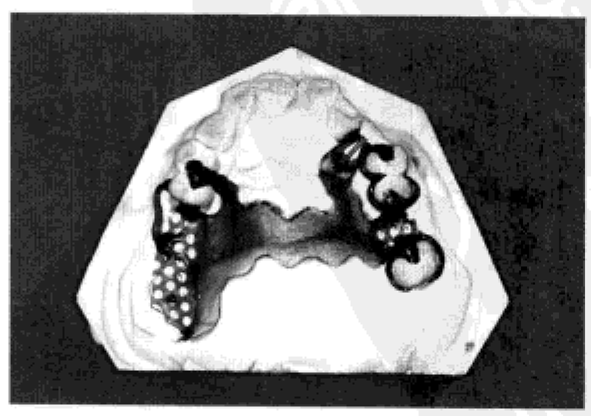
a. 上颌模型



b. 下颌模型

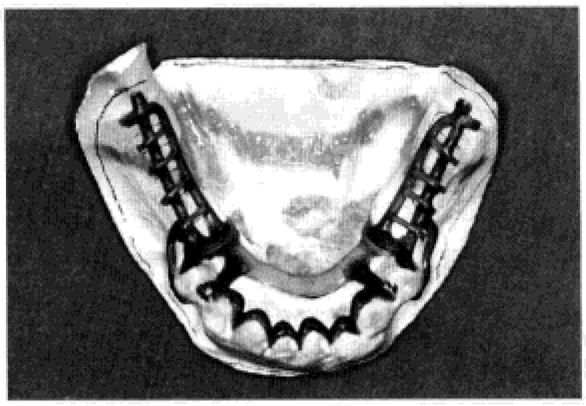
图 6-76　绘制修复体支架设计图

蜡型制作时一般按大连接体、小连接体、固位体的顺序制作，最后用滴蜡法将支架的各结构连接成整体（见图 6-77）。蜡型制作的顺序并不统一，可以按操作者的习惯进行。支架蜡型的一些部分可使用蜡或树脂的预成品，如固位体卡环、网状结构、舌杆等，使用预成品可以缩短技工制作时间。由于预成品均为软性材料，一般都采用贴壁法制作。软性



a. 上颌修复体支架蜡型

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



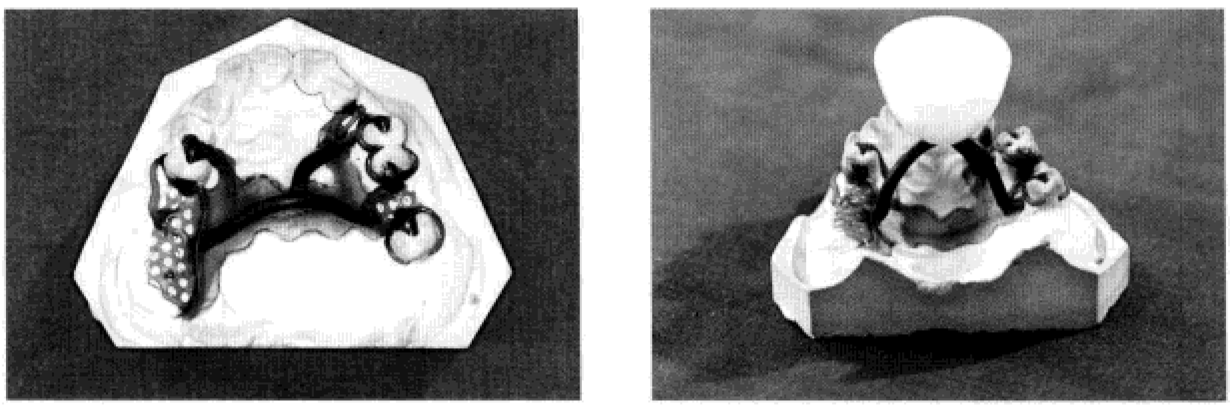
b. 下颌修复体支架蜡型

图 6-77　修复体蜡型支架

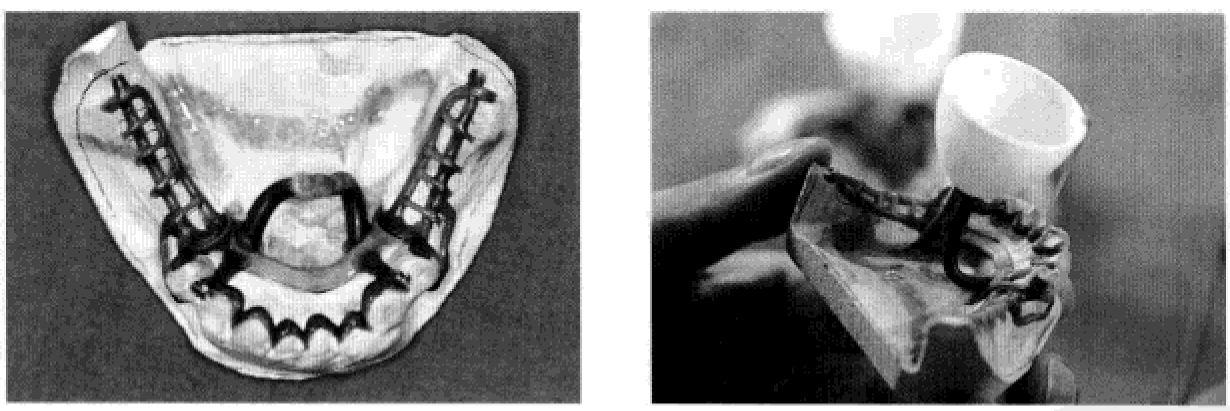
的预成品操作不慎易于变形，因此制作时需注意。此外，支架蜡型还可用滴蜡法制作，但需特别小心，以免雕刻时损坏模型而使精度下降。

（7）安插铸道

金属支架蜡型制作完成后，应在适当的位置安插铸道和铸入口（见图 6-78），为液态金属顺利注入型腔内提供通道。需使用直径 4 mm、3 mm 的蜡线条制作铸道，以使金属快速注入型腔内，且产生最少量的涡流、紊流，不致产生倒流现象。铸道在金属凝固过程中可以起到储存熔化金属的作用，补偿金属凝固时所需补给的液态金属，以免铸件因收缩而产生缺陷。铸件的质量与铸道系统安插的正确与否密切相关。



a、b. 上颌模型插铸道完成后模型



c、d. 下颌模型插铸道完成后模型

图 6-78　安插道和铸入口

支架蜡型安插铸道的要求：

① 铸道要足够粗大，可适当增加铸道数量，使铸道内的熔融金属在铸件部位金属冷却后才固化。

② 铸道形式多变，但都宜弯不宜直，铸道应避免直角，设置在离心力 45°夹角内，以减少涡流或紊流产生，并避免倒流。

③ 调整铸道长短，使蜡型位于铸圈的上 2/5 处，铸道直径应大于蜡型最厚处，并安插在最厚处，这样在两个铸道间不会有薄弱部分，且不易使铸件收缩产生变形。

④ 在不影响铸件铸造完整的前提下，铸道数量应尽量少，这样既便于切割，又可避免铸道收缩对铸件的牵拉变形。

⑤ 铸道应位于铸圈中心最热的区域，铸型则

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

应位于铸圈中相对较冷的区域。

(8) 蜡型包埋

金属支架蜡型制作完成，在安插铸道后进行包埋，目的是为了形成修复体支架铸件的型腔空间，使熔融的金属在型腔内固化形成修复体的金属支架形态，并为金属注入型腔时气体排逸提供通道。铸圈包埋材料应准确地和蜡型贴合，为型腔提供一个光滑表面，并能在蜡型气化后保证其所在型腔的形态和强度。包埋材料要有足够的强度抵抗流动金属的冲击，并为金属冷却凝固收缩提供补偿。

不同合金因熔点不同而采用不同包埋料。常用的钴铬合金材料属高熔合金，主要采用磷酸盐结合剂包埋材料或硅酸乙酯结合剂包埋材料。这两种材料耐高温，有较大的膨胀性，可补偿钴铬合金铸件的收缩。包埋材料的膨胀能够补偿合金收缩，基于这个原因，一般都采用无圈包埋法，使包埋材料在硬固后不受铸圈限制。用于金合金的包埋材料是石膏和二氧化硅混合物，包埋材料硬固后膨胀可补偿合金的铸造收缩，而合金中金含量越高，铸造的收缩率就越大。

支架蜡型的包埋过程：

① 蜡型连同耐火模型一起固定在玻璃板上，用纸在蜡型周围围成铸圈形态，铸造入口应位于铸圈中央，入口的底部与铸圈顶平齐（见图 6-79）。为促进包埋材料湿润性，应使用相应的蜡型清洁剂清洁蜡型表面。

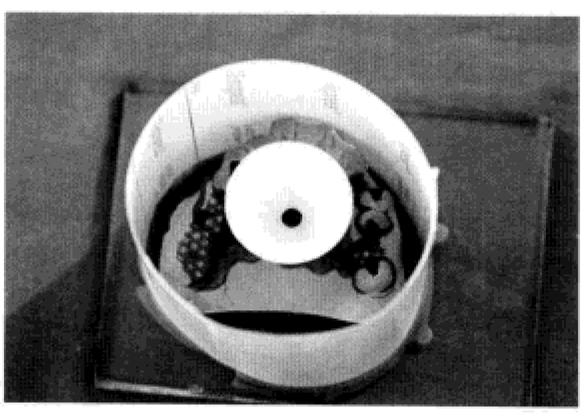


图 6-79　无圈包埋法围模

② 按生产商要求的水粉比混合包埋材料，在真空搅拌器内，快速搅拌（见图 6-80）。

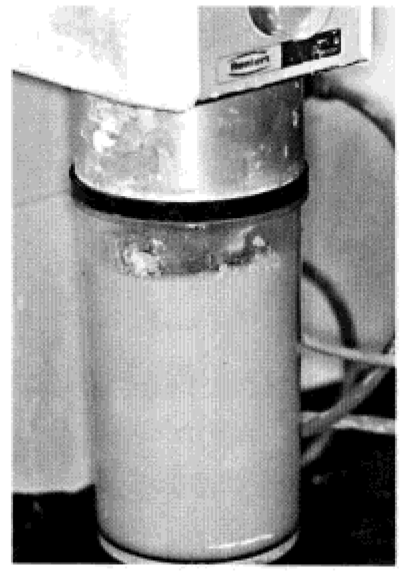
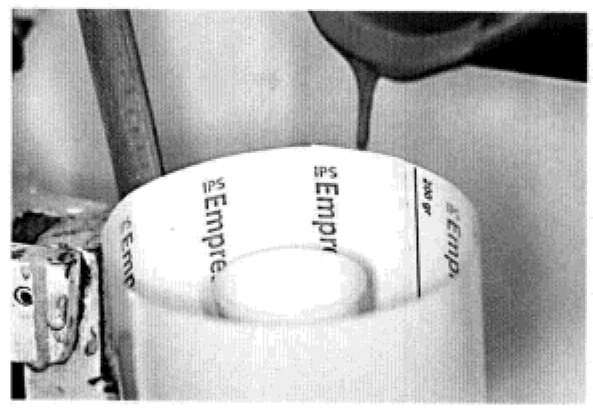
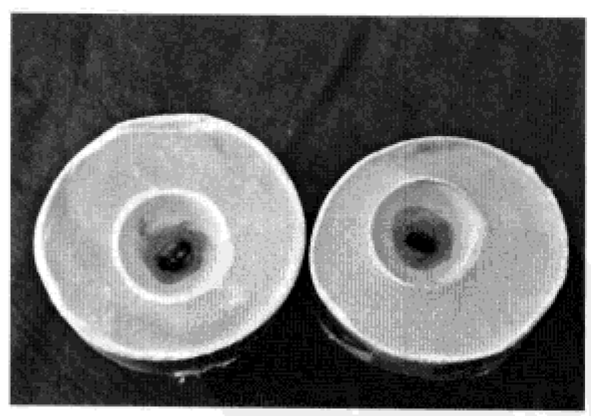


图 6-80　真空搅拌

③ 将搅拌完成的包埋材料在振荡器的振荡下迅速注入铸圈内，直至与铸道入口底座平齐（见图 6-81）。在常温下待包埋材料凝固，完成铸圈的包埋。



a. 灌注包埋料



b. 包埋完成

图 6-81　包埋铸圈

(9) 预热、除蜡、焙烧

包埋后 1~2 h，可将铸圈放入干燥炉内，经 1 h 升温至 200℃左右，进行预热和除蜡。然后按照包埋材料生产商的要求，将铸圈置入茂福炉内焙烧。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

由于铸圈较大，升温过快容易导致铸圈内外温差过大，温度不均，严重时会引起铸圈皲裂。因此，应严格控制升温速率，一般需经 4 h 以上升温至 800℃（见图 6-82）。

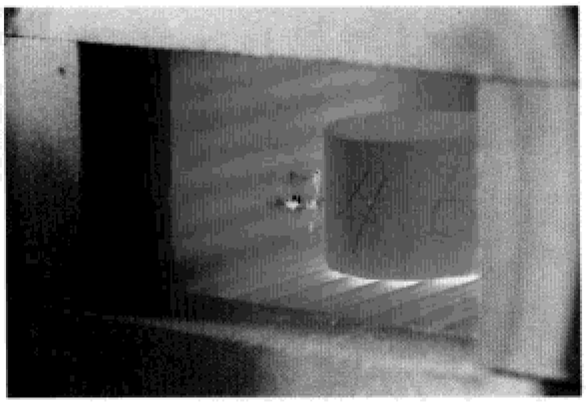


图 6-82　铸圈焙烧

铸圈焙烧注意事项：

① 避免铸圈冷却后再度加热，会使包埋材料强度和膨胀率下降，影响铸件质量。

② 磷酸盐包埋材料应放置 4 h 以上，最好为 16 h，从室温升温到 350℃的升温时间不短于 60 min，如果升温过快，易造成铸型破裂或铸型腔内壁产生缺陷。

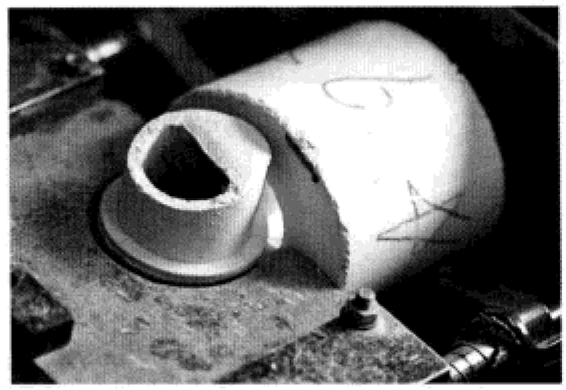
③ 升温至 350℃后应维持 20 min，以利于水分蒸发和热膨胀。

④ 从 350℃升温至 800℃~850℃的时间不少于 90 min，这样可使包埋料的膨胀率和强度均处于最佳状态，铸圈内外温度一致，以保证获得完整、高精度的铸件。

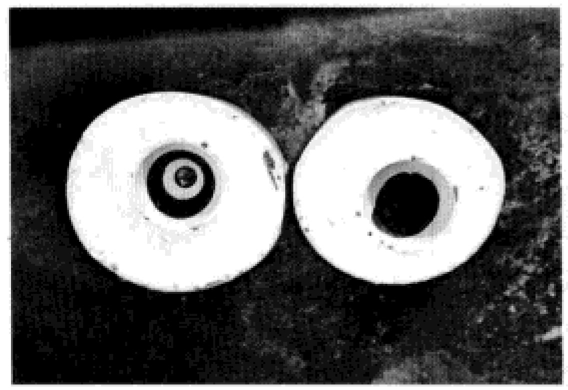
（10）铸造

应根据修复体支架所使用的金属选择合适的铸造方式。可摘局部义齿支架常用的是钴铬合金，其熔点约为 1 400℃，无法采用煤气作为热源，因此制作时需使用高频或电弧作为热源的铸造机铸造，为防止氧化，还可在氩气环境中熔化。

目前常用的是高频离心铸造机，通过高频加热合金直至熔化后进行铸造（见图 6-83）。实际铸造温度应比合金的熔点高 100℃~150℃，一般须经过练习才能熟练掌握最佳铸造时机，以避免熔化温度过低或过高造成铸件缺陷或失败。



a. 铸造



b. 铸造完成

图 6-83　铸造

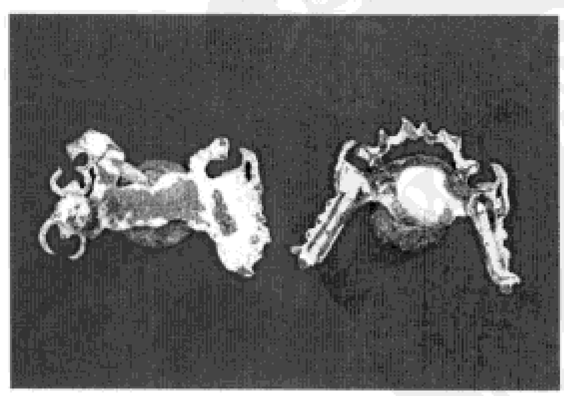
（11）铸件的清理、研磨、抛光

① 支架铸件清理

待铸圈冷却至室温后，用石膏剪刀、金属小锤等工具小心谨慎地取出铸件，不能使用暴力，以免引起铸件变形（见图 6-84）。



a. 去除包埋材料



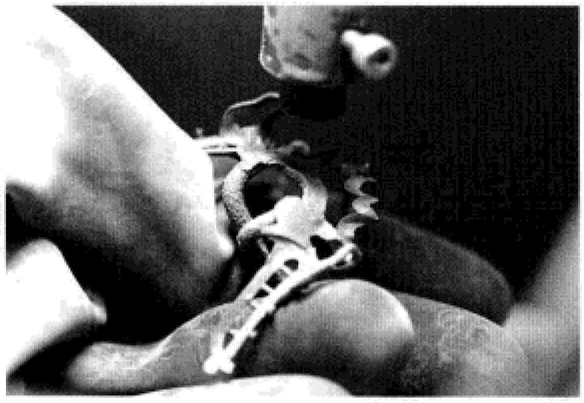
b. 取出铸件

图 6-84　支架铸件清理

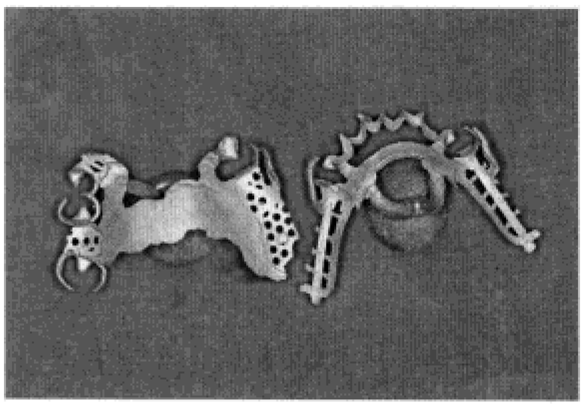
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

② 喷砂

用喷砂机喷砂清洁铸件表面残存的包埋材料及氧化层(见图 6-85)。



a. 喷砂

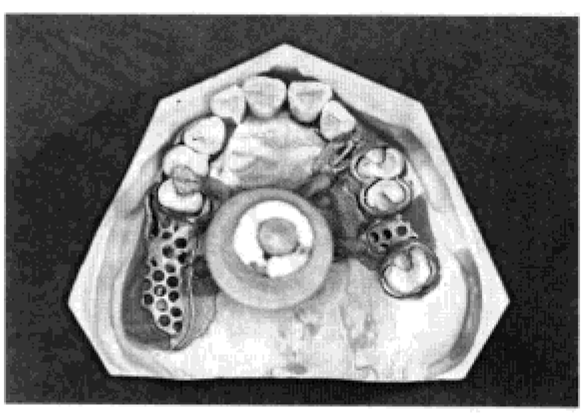


b. 喷砂后

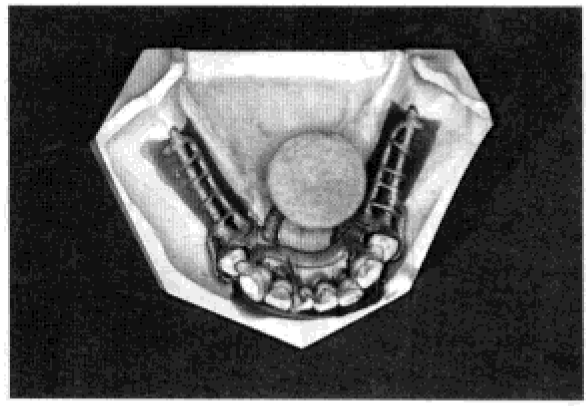
图 6-85 铸件喷砂处理

③ 酸碱处理

喷砂清理后的铸件可在模型上试合，检查各义齿部件的密合情况。然后需进行酸碱处理，其主要目的是进一步去除铸件表面的氧化物。一般钴铬合金使用酸碱处理，金合金则采用酸处理(见图 6-86)。



a. 上颌支架试合

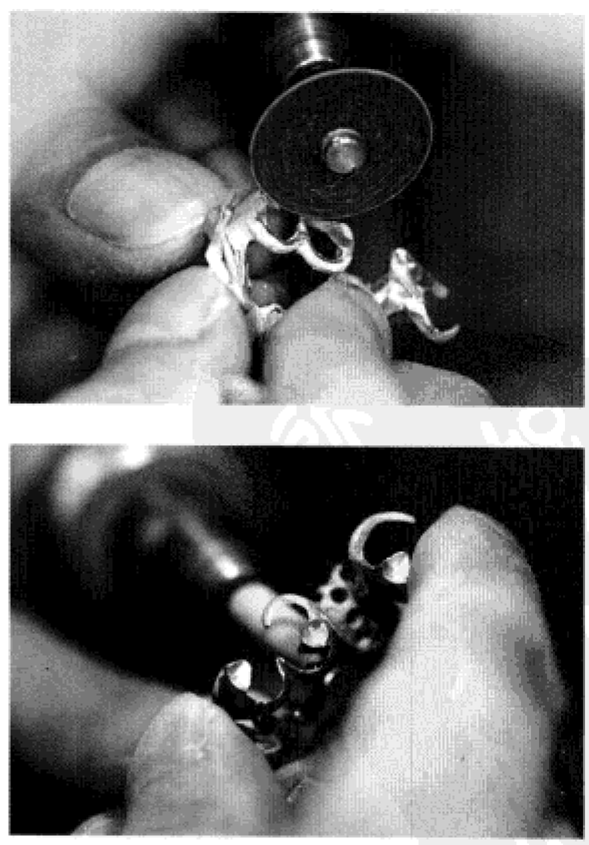


b. 下颌支架试合

图 6-86 铸件支架试合

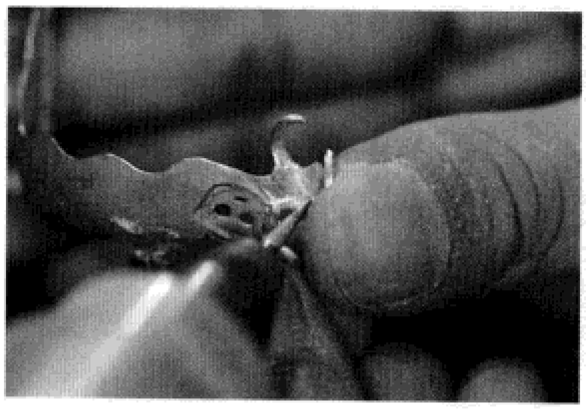
④ 支架铸件研磨、抛光

修复体支架铸件研磨前应先用高速切割机切除铸道，在操作中尽可能仔细，避免切除铸道时误损伤支架部件，同时去除铸道时须避免用力不当，防止支架发生变形。铸件研磨时去除铸件气瘤、飞边、残留铸道等，使铸件达到厚薄适中、形态完整、边缘圆钝，符合设计要求。研磨过程遵循由粗到细以及高转速轻压力的原则，对于卡环臂等细小部件不能随意研磨，以防止变形或折断(见图 6-87)。在研磨过程中应注意防止铸件产热过度，对不同的金属铸件应使用不同的磨轮和砂石，防止异物嵌入支架表面。



a、b. 支架的粗研磨

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

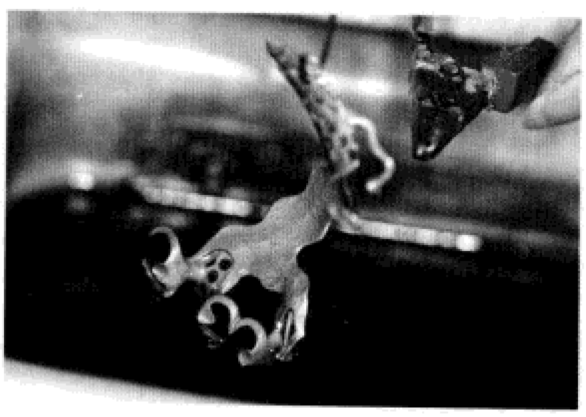


c. 支架的细研磨

图 6-87　金属支架研磨

研磨完成后的铸件表面应进行抛光处理，常用方法有机械抛光和电解抛光。机械抛光是用抛光磨具对金属支架进行处理，抛光时应注意保护铸件精细部件及卡环等薄弱部位。抛光应使用精细磨料，并需反复抛光，使组织面以外的铸件表面呈现出光泽，表面非常光滑。电解抛光是采用电解液在电流状态下对铸件支架进行化学抛光，抛光后铸件支架表面更为光洁美观（见图 6-88）。

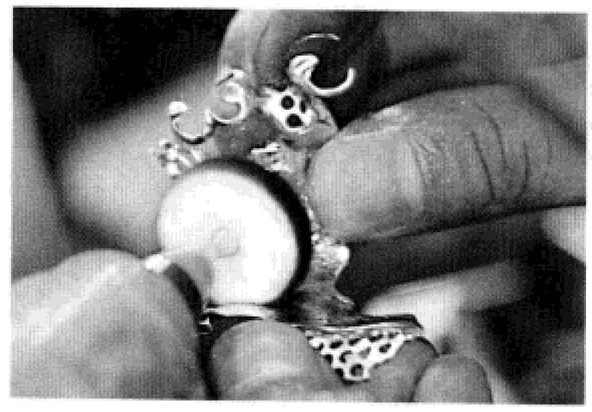
经抛光后的可摘局部义齿修复体金属支架置于原工作模型上试合（见图 6-89），检查大连接体、固位体与模型上相应部位是否贴合，固位体卡环臂



a. 电解抛光



b. 橡皮轮抛光



c. 绒布轮抛光

图 6-88　金属支架抛光

位置是否正确，大连接体需缓冲区有否缓冲间隙，网状结构与模型上相应部位有否足够树脂基托充填间隙，支架有否翘动变形等。如存在问题应及时处理或重新制作金属支架，当修复体支架试合合适后，按设计要求直接进行修复体制作的下一步骤；或将完成后的支架放置在原始模型上，送至临床让医师在患者口内试戴。

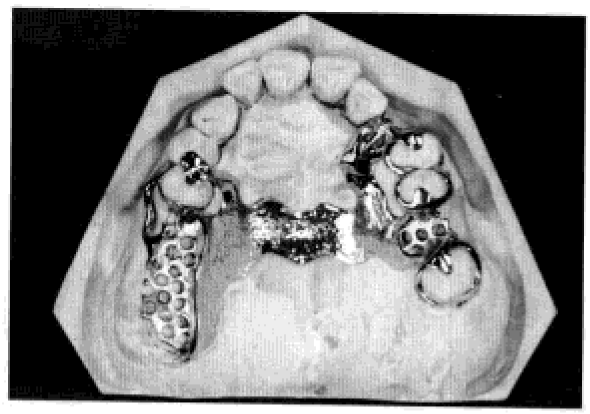


图 6-89　在工作模型上试合

四、人工牙排列及选磨

临床上完成颌位关系记录，将获得的颌位关系转移至殆架上，在殆托或制作完成的铸造支架基础上，进行人工牙的排列。

（一）人工牙的排列

1. 人工牙的选择

人工牙有各种大小、形态和颜色，应根据缺隙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的大小、宽窄、邻牙外形和颜色、面型、殆力大小和对颌牙情况进行综合衡量选择，并参考患者的意见。目前选用最多的是成品树脂牙，若成品树脂牙不适用，则需用蜡雕塑人工牙形态。

人工牙选择的参考依据：

（1）缺牙部位和数目

首先根据缺牙部位和数目选择相应大小的人工牙，如前牙缺隙较大，覆殆正常，可选树脂牙或瓷牙；如后牙缺失，最好选用树脂牙，以便于调磨殆面，使其与对颌天然牙咬合关系相吻合；若殆龈距小，且殆力大者，可用金属殆面牙；若对颌牙排列不齐，无法排列瓷牙或树脂牙时，可雕塑蜡牙，在装盒充填时用牙冠树脂充填后形成树脂牙。

（2）人工牙的颜色

当单颌前牙缺失或个别牙缺失时，所选择的人工牙颜色要与邻牙或对颌牙协调，否则会影响美观。尽可能借助比色板来选择人工牙颜色。

（3）人工牙的外形

人工牙在形态上应与邻牙或对颌牙外形协调，若上下前牙均缺失，选牙时则应尽量使人工牙外形与面型、颌弓形协调一致。

（4）人工牙的大小

人工牙的大小、宽窄取决于缺牙间隙的大小，后牙一般选用殆面比天然牙稍小的人工牙。人工牙的近远中长度应与天然牙长度协调。如前牙全部缺失，可按全口义齿选牙原则。

2. 人工牙排列

（1）排列前牙

可摘局部义齿的前牙排列应兼顾切割、辅助发音、恢复面容美观等主要功能为原则。

① 个别前牙缺失，可参照邻牙或对侧同名牙及对颌牙，来排列人工牙的唇舌向、近远中向倾斜度及与殆平面的关系，以求协调和对称。

② 若前牙缺失较多或上下颌前牙全部缺失，排牙时要注意中切牙间的邻面接触点应与面部中线一致，特别是上中切牙间的近中接触点，更应居中不偏，以免影响美观。但下中切牙间的近中接触点因受邻牙的限制而稍有偏斜时，一般对美观的影响不太明显。

③ 前牙的覆盖和覆殆都不宜过大，若覆殆过大，会有碍前伸殆运动；若覆盖过大，则会有碍美观和发音，或影响前牙的切割功能。

④ 若缺隙过窄，人工牙不能按正常位置和数目排列在缺隙中，可将人工牙作不同程度的扭转、倾斜或与邻牙重叠，或将人工牙减径、减数排列。

⑤ 若缺隙过宽，可选稍大于对侧天然牙的人工牙，或加大人工牙的近远中向倾斜度，或使牙齿间留有小间隙。

⑥ 若前牙为反殆，为了美观，可将上颌人工牙稍向唇侧排列，尽可能排成浅覆殆或对刃殆关系。重度反殆者，则仍排成反殆。

⑦ 上前牙缺失，下颌牙为后缩位时，若是个别牙缺失，上前牙的排列应与邻牙和对侧同名牙协调；若为深覆殆关系，则应适当磨除下前牙切缘或采用金属基托；若上前牙多数或全部缺失，可将上前牙适当向腭侧排列，以减小覆盖而不至于过多影响面容。

⑧ 如患者有特殊需要，或上前牙缺失数目较多，咬合关系又不正常者，应在模型上排好前牙，在患者口内试戴，以便征求患者对人工牙排列的意见。

（2）排列后牙

可摘局部义齿的后牙排列以恢复咀嚼功能为原则。

① 个别后牙缺失，如缺隙正常，殆龈距离较大者，宜排成品树脂牙。个别后牙人工牙的颊舌向和近远中向倾斜程度，可根据对颌天然牙调磨，使相对的上下颌牙咬合接触更吻合。

② 后牙多数缺失，应注意排好第二前磨牙和第一、二磨牙，使上下颌牙的尖凹相对应关系在正中殆位时有最大面积的接触，以发挥良好的咀嚼

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

功能。

③ 后牙游离缺失，单侧或双侧多数牙游离缺失，后牙应排在牙槽嵴顶上，根据上下颌缺牙区牙槽嵴顶间颌关系来确定后牙排列。若上颌牙槽骨吸收较多，嵴顶腭向移位时，应排成反𬌗关系，否则，在牙槽嵴上过偏颊侧排列，会加速牙槽嵴吸收，影响义齿固位，且易造成基托折裂。

④ 上下颌双侧后牙缺失，应按全口义齿排牙原则进行排牙，𬌗平面应平分颌间距离，要求有适当的纵、横𬌗曲线，并与前牙协调，才能达到前伸𬌗和侧方𬌗平衡。

⑤ 上颌第一前磨牙牙冠颊面的𬌗龈径，应参考尖牙牙冠的切龈径来确定。

⑥ 根据牙槽嵴吸收程度，可适当减少人工牙的数目或减小后牙的颊舌径，也可减小后牙牙尖斜度以减轻牙槽骨的负荷。

⑦ 后牙缺失，近远中及𬌗龈距小者，一般雕塑蜡牙，再充填树脂材料形成树脂牙。也可用铸造金属𬌗面代替树脂牙。

⑧ 若前后牙均有缺失，余留牙较少，且𬌗关系不正常，可先在𬌗架上排好人工牙，再在患者口内试戴，并作必要的修改。

（二）选磨

为使人工牙与余留牙接触并与对颌牙有最大的接触面积，须对人工牙进行选磨。抬高切导针0.5~1 mm 后排列人工牙，用咬合纸检查牙尖交错位的咬合接触点，用细小的车针逐渐选磨。然后用同样的方法选磨，去除侧方及前后运动时的𬌗干扰，直到切导针与切导盘接触，同时人工牙咬合面与对颌牙取得协调的咬合关系。

五、基托蜡型制作

可摘局部义齿基托范围与缺牙多少、义齿的支持形式、牙槽嵴的吸收程度等有关，相应的基托蜡型应根据修复体的设计进行制作。各类可摘局部义齿基托的大小，具体可参考第二章。

（一）基托蜡型的制作具体要求

1. 基托范围

基托蜡型的伸展范围应根据缺牙情况和支持类型而定。

① 缺牙数目多或远中游离缺失时，义齿主要靠黏膜组织支持，基托应尽量伸展。

② 若缺牙数目少，义齿主要由基牙提供支持，基托则尽量小些。

③ 颊侧基托的近远中向伸展，以缺牙间隙两侧的天然牙为界，舌侧基托则可延伸至相邻的 1~2 个天然牙。

④ 若远中游离端缺失，上颌基托的伸展范围应包括上颌结节的颊侧并延伸至翼上颌切迹，下颌基托则应伸展覆盖磨牙后垫的 1/2~1/3。

⑤ 边缘伸展不能妨碍义齿的戴入，并提供良好的边缘封闭，且不造成食物嵌塞和滞留。

2. 基托厚度

① 基托蜡型的厚度要适当，厚度一般为 2 mm。

② 除需缓冲的部位稍厚外，其他部位均应厚薄均匀。

③ 若基托过厚，容易导致舌运动受限、发音不清晰、患者不易适应等问题。

④ 若基托太薄，埋在基托内的金属支架易暴露，且强度不够，基托容易折断。

3. 基托形态

① 唇侧基托一般以恢复面部的丰满度为原则，但不能妨碍唇颊部肌肉和黏膜的运动。

② 若唇侧牙槽嵴丰满，可以不放置基托。

③ 舌侧基托的厚度，应以保证义齿的坚固和

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

戴用舒适为原则制作。

④ 唇(颊)舌侧边缘应制作成圆钝状，并具有一定厚度，以保证义齿的边缘封闭作用。

⑤ 唇颊侧边缘可稍厚，腭侧边缘可稍薄；舌侧基托蜡型与天然牙接触的边缘应位于非倒凹区。

⑥ 制作完成的基托蜡型的外形在颊舌面均应呈凹面，以利于唇颊及舌的功能活动，有利于辅助义齿的固位和稳定。

4. 与天然牙的关系

① 应根据模型观测线，基托不应进入倒凹区。

② 基托边缘应与天然牙轴面的非倒凹区接触。

③ 前牙应覆盖舌隆突，后牙应略高于观测线。

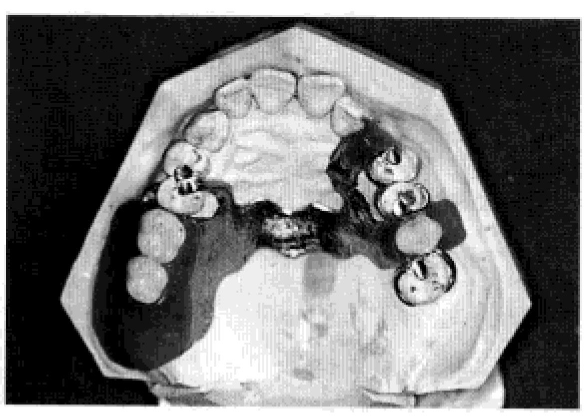
5. 缓冲区的要求

下颌舌隆突、上颌硬区、腭中缝、上颌结节颊侧、内斜嵴、骨尖等区域是需缓冲的特定部位，应适当进行缓冲处理或适当加厚以便于临床磨改缓冲。

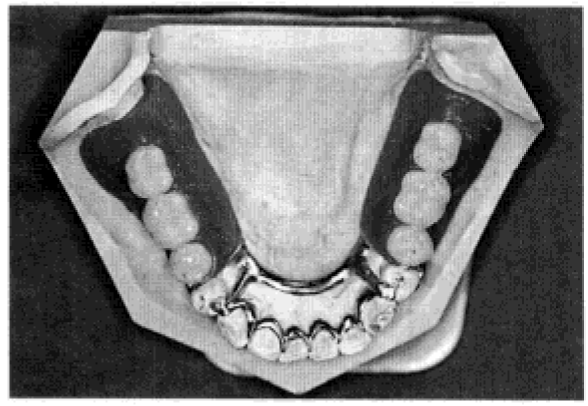
6. 其他要求(见图 6–90)

① 基托蜡型边缘应该用蜡封闭，以免在装盒时，石膏进入基托蜡型与模型之间。

② 基托蜡型完成后，用喷灯火焰或用小棉球



a. 上颌基托蜡型



b. 下颌基托蜡型

图 6–90　完成的修复体基托蜡型

蘸少许汽油轻擦蜡型表面使蜡型光滑。

③ 在制作基托蜡型过程中，不能移动修复体金属支架、人工牙和冷弯制作的卡环固位体以及义齿其他部件的位置。

(二) 牙龈外形的形成

1. 牙龈龈缘蜡型制作

基托与人工牙颈部结合处牙龈形态的形成是基托蜡型制作的重要环节之一，应按照现代美学概念制作龈缘处蜡型形态，并避免食物堆积，龈缘线应与余留牙牙颈缘一致，龈外展隙的处理应模拟天然牙列，但注意防止食物滞留。

人工牙龈缘线蜡型高度制作原则：中切牙龈缘高度稍低于唇高线；侧切牙龈缘高度稍低于中切牙；尖牙龈缘高度稍高于中切牙及侧切牙；第一前磨牙处龈缘高度稍低于尖牙，前磨牙和磨牙龈缘高度有多种变化形式。

2. 牙龈乳头蜡型的制作

缺牙区缺牙数目较多时人工牙之间的牙间乳头蜡型应参照患者牙列余留牙之间的牙间乳头，尽可能达到仿真效果。

牙间乳头蜡型形态制作原则：牙间乳头要延伸到牙齿接触点处以便清洁；牙间乳头要有不同的长度；牙间乳头在各个方向上均显示为突出；应根据患者的年龄模拟牙间乳头的外形；牙间

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

乳头应终止于牙齿唇面的部位，不宜朝向牙间隙深处。

六、可摘局部义齿的装盒及热处理

可摘局部义齿树脂的聚合方法主要有自凝聚合、热聚合、注压聚合和光聚合四种方法。目前常用的是热聚合法和注压聚合法。如树脂基托聚合后，戴有修复体模型需再次转移至𬌗架进行咬合调整者，应注意使戴有修复体的模型在树脂聚合处理完成后才能从型盒中完整取出，以便于转移至𬌗架。可采用在除基托蜡型以外的模型基底、侧面涂上石蜡油或分离剂的方法，便于工作模型从装盒包埋材料中分离。下面以热聚合法为例介绍可摘局部义齿的装盒及热处理制作过程。

（一）装盒

装盒的目的是在型盒内形成充填基托树脂材料的型腔。装盒的要求是支架、人工牙必须包埋牢固，不能移位。装盒方法包括开盒树脂充填法和非开盒树脂注压灌注法。目前国内采用开盒树脂充填法为多，装盒后下型盒的蜡尽量暴露，下层型盒与模型包埋后，不能有倒凹，才能使上下型盒容易分开。

开盒树脂充填法装盒方法主要有以下 3 种：

1. 整装法

是指将石膏工作模型与义齿蜡型一起整体包埋在型盒内的装盒方法。

（1）模型及型盒准备

修整模型四周，使之与型盒大小协调，并在型盒内定位，然后湿润模型备用。要求模型边缘离开型盒内缘约 1 cm，并调节模型底座，使蜡基托的边缘与下型盒的上缘大体一致（见图 6-91）。



a. 修整模型范围



b. 修整模型底部

图 6-91　修整模型

（2）第一次包埋

在下型盒内灌注一定量石膏，将模型置入并调节位置，然后用石膏包埋余留牙及固位体、连接杆等倒凹部，使下型盒中除了人工牙和蜡基托外，无其他倒凹（见图 6-92）。用毛笔在流水下光滑石膏表面，迅速去除多余石膏，使模型与型盒上缘衔接流畅，去除黏附在人工牙上的石膏。待石膏固化后，在整个石膏表面涂布石膏分离剂。

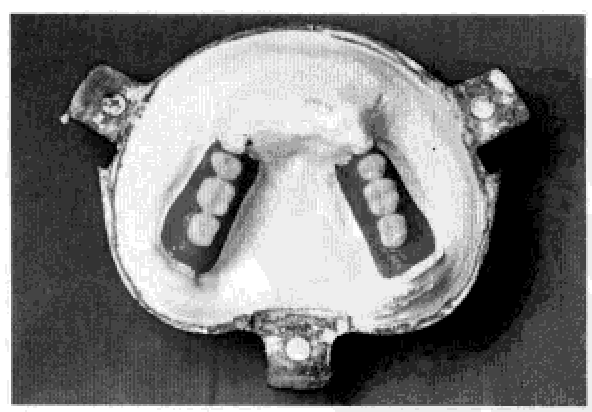


图 6-92　下层型盒包埋

（3）第二次包埋

在整个蜡义齿表面涂布石膏或硅橡胶，注意

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

在牙龈乳头等精细处不能混入气泡，该层石膏应有5 mm厚度(见图 6-93)。

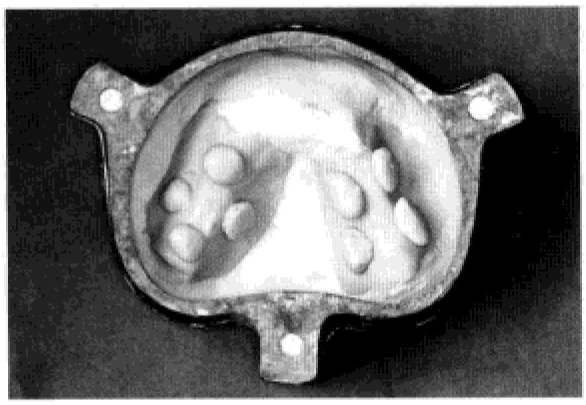


图 6-93　包埋人工牙及蜡基托

(4)第三次包埋

待上次包埋的石膏凝固后，使上下型盒密合，灌注略多的石膏，按上型盒盖，加压直至上下型盒结合部不再有石膏流出，上下型盒吻合，保持压力直至石膏固化，完成装盒(见图 6-94)。

整装法的优点在于牢固地固定了义齿部件，维持了基牙与固位体的位置关系，较为精确。缺点是上下型盒间易产生间隙，导致形成树脂飞边，造成义齿咬合略有升高，且去蜡后可能会造成卡环或𬌗支托移位。

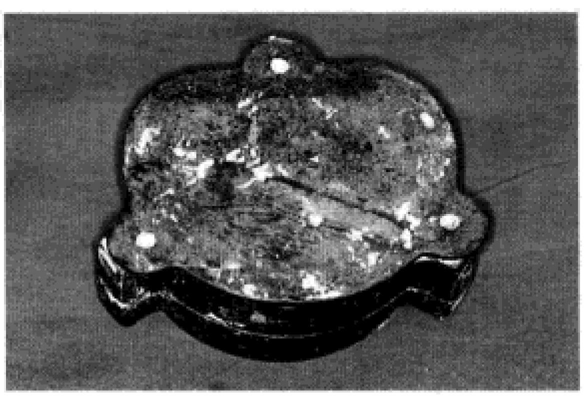


图 6-94　完成装盒

2. 分装法

修整模型时将牙列中石膏基牙修除，卡环和支架被悬空，并暴露人工牙和蜡基托，装下层型盒时仅将模型用石膏包埋。涂分离剂和装上层型盒后，开盒去蜡，人工牙和卡环支架都被翻置于上层型盒内，填塞塑料在上层型盒内进行。优点是便于涂分离剂和在上层型和填塞塑料，缺点是支架容易移位。此法适用于卡环在下层型盒内不便操作的义齿，缺牙多而余留牙少的可摘局部义齿及全口义齿。

3. 混装法

装下层型盒时将模型和支架包埋在下层型盒的石膏内，而暴露人工牙的蜡基托，让人工牙翻置于上层型盒，填塞牙冠树脂和基托树脂分别在上下层型盒内进行。此法的优点是支架不易移位，人工牙颈缘线可作修剪，故与基托的分界清楚。

可摘局部义齿的装盒方法根据义齿的设计来确定，无唇侧基托的前牙义齿可采用整装法；前牙或后牙缺失时，为保证卡环、支架不移位，可采用混装法；而对缺牙多，基牙少的义齿可采用分装法。

(二)去蜡，充填

1. 去蜡及充填前准备

① 将型盒浸泡于热水(80℃以上)中数分钟，使蜡型受热变软。

② 用小刀在上下层型盒间轻轻撬动，使之分开。

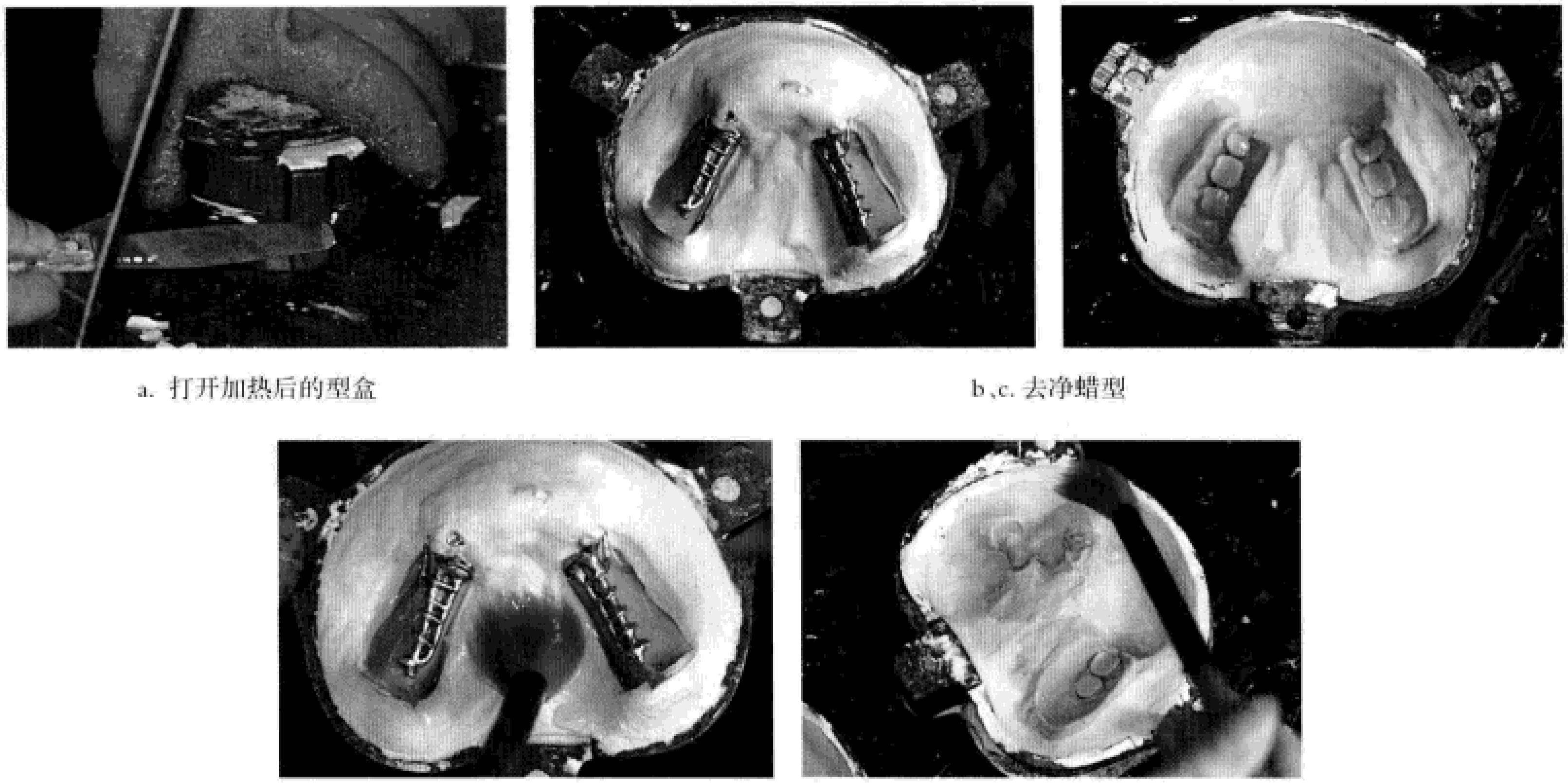
③ 取出已软化的蜡，并用沸水冲净型盒中的余蜡。

④ 修去石膏型腔的尖锐边缘。

⑤ 当型盒冷却干燥后，石膏表面涂分离剂，以防石膏吸收树脂单体，并使义齿树脂区域组织面光滑，易与石膏分离(见图 6-95)。

去蜡及涂布分离剂时应注意型盒加温和冲蜡时间不宜过长，以免烫熔的蜡浸入石膏，而影响分离剂的涂布。分离剂不应涂布过多，而支架和人工牙上禁忌涂分离剂，特别人工牙与基托树脂结合处不能误涂分离剂，以免修复体使用时人工牙脱落。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 打开加热后的型盒

b、c. 去净蜡型

d、e. 石膏表面涂布分离剂

图 6–95　去蜡及充填前准备

2. 充填树脂

根据义齿蜡型的大小以及树脂材料要求取适量的树脂粉置于调和杯内，按比例加入单体后，立即调拌均匀，并加盖以使树脂产生聚合反应。调拌后的树脂材料将经历湿砂期、稀糊期、黏丝期、面团期、橡胶期，直至坚硬期。面团期（或充填期）是最适宜充填的时期，此期有丝而不黏，在压力下有一定的流动性和可压缩性。

（1）树脂充填方法

① 取适量的面团期树脂，用手捏揉均匀，压入型盒中的石膏腔内。填塞量应较实际需要量稍多一些。

② 在上下型盒之间衬一层湿玻璃纸，置压盒器上逐渐加压，使树脂在压力下填紧、填满，以弥补聚合时的体积收缩。

③ 打开型盒，去除玻璃纸，检查树脂用量是否足够，卡环有无移位，牙冠位置是否改变等。

④ 除去树脂充填区周围溢出的多余材料，若有不足之处，可再添加少许树脂。

⑤ 第二次试压后将型盒放在弹簧夹内夹紧，进行热处理。

（2）树脂充填注意事项

① 切记要将玻璃纸取出，并在充填时应注意不要遗失卡环或人工牙等修复体部件。

② 不能将石膏碎屑压入树脂中。

③ 后牙不能用成品牙时，可先调拌人工牙颜色的树脂，达面团期后填入型腔的牙冠凹中，然后再按上述方法充填基托树脂（见图 6–96）。

（三）热处理

热处理目的是使树脂在一定的压力和温度下逐渐完成聚合。热处理方法：

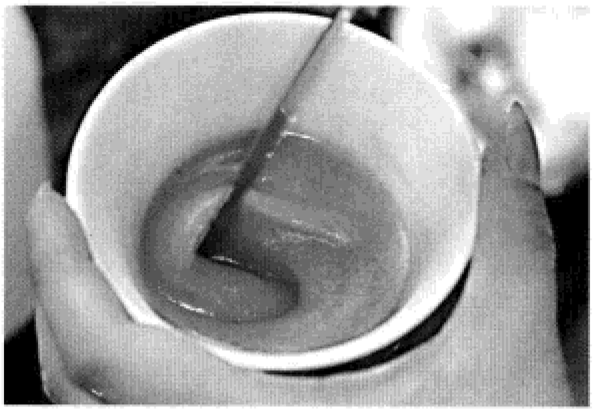
① 将固定好的型盒放入水浴中，慢慢加热。

② 要求在 65℃~74℃水浴中恒温 0.5~1.0 h，然后加热至 100℃，再维持 0.5 h。

③ 型盒经热处理后浸泡在热水中，待其自然冷却后开盒。

不同的树脂热处理程序可能会有差别，故应参照具体的材料操作说明书进行操作。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



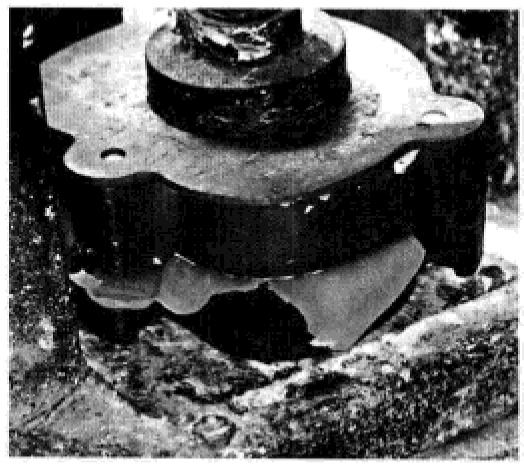
a. 调拌树脂



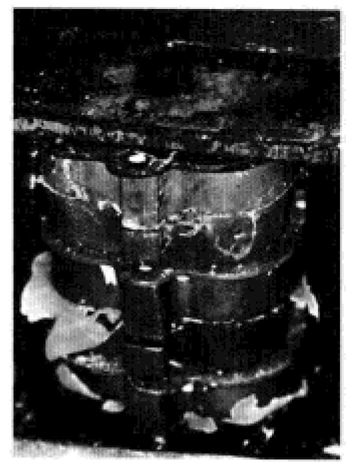
b. 待树脂材料聚合反应



c. 充填树脂



d. 加压去除多余树脂



e. 夹紧型盒以备进行热处理

图 6-96　填塞基托树脂材料

（四）热处理后树脂常见问题及原因

1. 气泡

① 充填不足，形成充填区材料缺陷或充填过早，产生散在性的小气泡。

② 热处理的速度太快，树脂聚合反应过速，一般在基托最厚处产生较大的气泡。

③ 未按材料比率要求，单体用量过多或调拌不匀，当单体聚合后因其体积收缩，会在基托表面产生气泡。

2. 卡环、连接体等移位

① 由于包埋所用的石膏强度不够所致。

② 未将卡环、支架等包埋牢固。

③ 开盒时石膏折断。

3. 人工牙咬合增高

① 在面团期后期或橡胶期前期进行充填，树脂过硬，型盒无法压紧。

② 充填时取材料过多，使上下型盒不吻合。

4. 基托的颜色不一致

① 树脂材料在粉与液体调拌不均匀。

② 树脂聚合反应时单体挥发过多，填塞时将白化的表面树脂混入充填。

③ 操作者的手不洁净。

5. 人工牙与基托结合不牢固

① 填塞的树脂聚合反应已进入面团后期或橡胶前期，使人工牙与基托无法产生化学结合。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

② 型盒包埋材料表面涂布分离剂时，误涂于人工牙与基托结合处。

③ 成品人工牙与基托结合处未打磨或未用单体溶胀。

七、开盒、修复体研磨和抛光

（一）开盒

1. 开盒方法

① 待型盒完全冷却后，用小刀轻轻撬开型盒。

② 用小锤敲打型盒底周围，使模型从型盒内脱出。

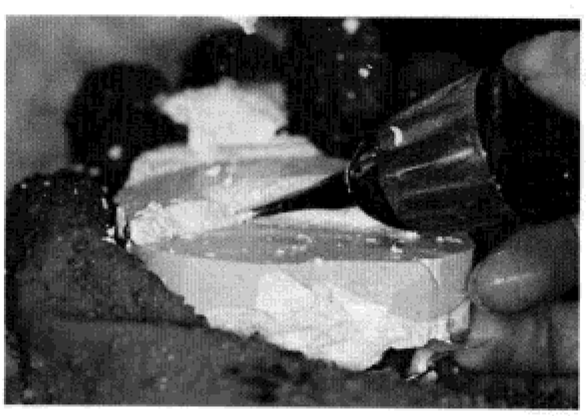
③ 用石膏剪去除石膏，将义齿从石膏中分离（见图 6–97）。

2. 开盒时应注意事项

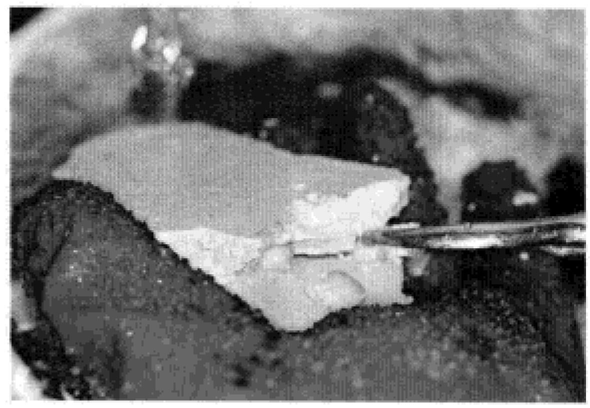
① 剪石膏时要先剪义齿外围的石膏，后剪模型石膏。



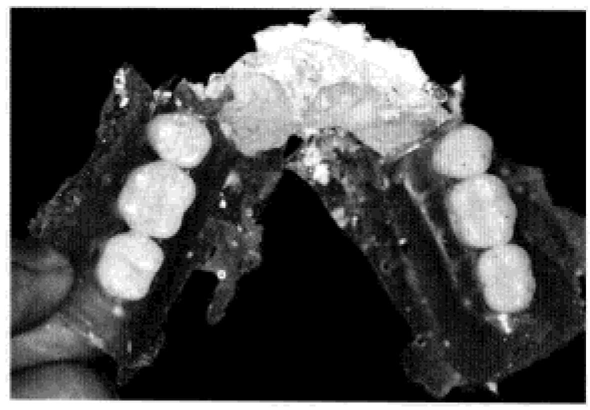
a. 撬开型盒



b. 去除模型周围石膏



c. 剪除石膏



d. 得到义齿

图 6–97　开盒过程

② 剪石膏时注意剪切力的分力方向，防止致使基托折断和支架变形。

③ 特别是对于下颌义齿，注意不能从舌侧中间剪，应尽量使剪刀在颊侧与牙槽嵴方向垂直，否则易使义齿折断。

（二）去除石膏

可摘局部义齿修复体从石膏模型上脱出后，常仍有多余的石膏黏附在修复体上，可用蜡刀刮除多余石膏后，用流水冲刷。若仍有石膏去除不尽，可将义齿置于 30%枸橼酸钠溶液内浸泡数小时至 24 h，义齿上黏附的石膏被枸橼酸钠溶液溶解，石膏即易刷净。

（三）修复体研磨、抛光

研磨用的器械和磨光剂都按由粗到细的原则

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

进行分段操作。

1. 修复体研磨方法(见图 6-98)

① 先用砂轮磨去义齿基托边缘多余的树脂。

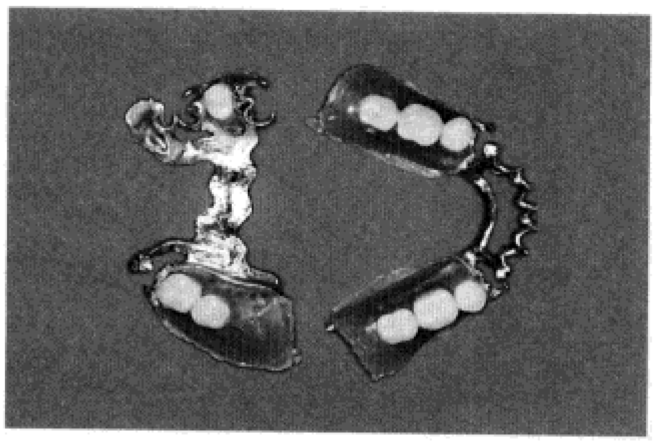
② 用桃形或柱形钻、柱状砂石去除妨碍义齿就位的倒凹。

③ 用裂钻、柱形砂石去除靠近卡环体和人工牙颈部的残余石膏和树脂,但注意不能损伤卡环体和人工牙之间的龈乳突部分。

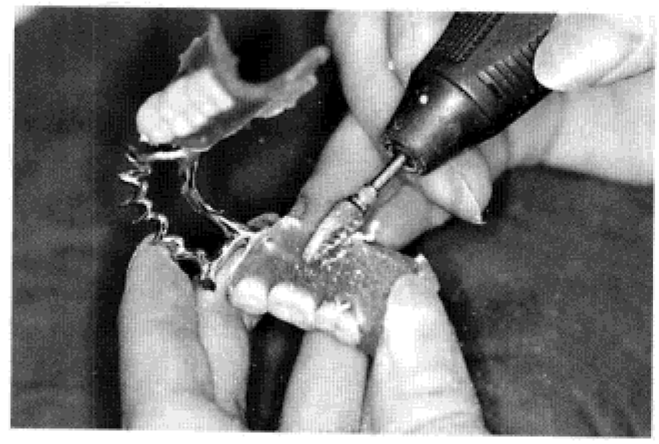
④ 用各种轮形砂石打磨基托的磨光面，使基托的大小、厚薄合适。

⑤ 用细砂纸卷磨光基托表面，去尽表面的磨削纹路,直至光滑。

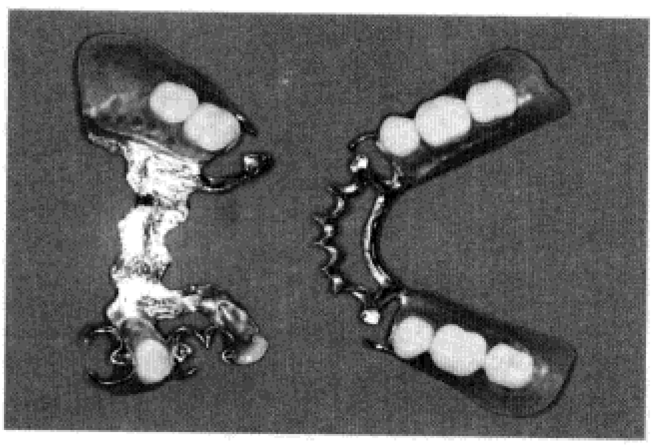
⑥ 用树脂表面抛光膏或粉以及布轮将基托表面抛光滑。



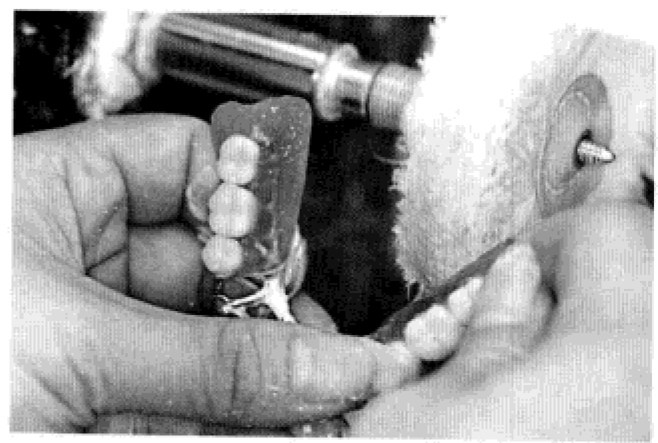
a. 完成清理的修复体



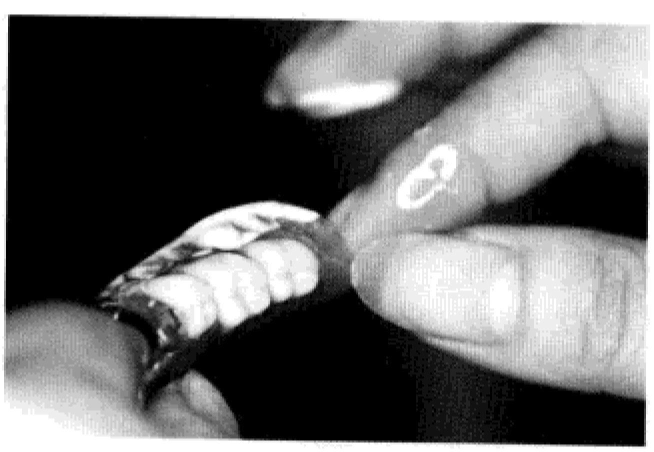
b. 研磨修复体基托



c. 完成研磨的修复体



d. 基托的布轮抛光



e. 基托表面上光亮剂



f. 绒布轮上光亮剂

图 6-98 修复体树脂基托研磨、抛光

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 研磨抛光时应注意事项

① 研磨抛光时用力均匀适当，不能使基托表面产热过高，引起基托表面树脂损坏。

② 打磨靠近卡环的部位，要尽量使布轮的旋转方向与卡环臂的弯曲方向一致，以防止卡环被快速旋转的布轮挂住，使卡环变形。

经最后基托抛光，完成整个修复体制作程序，得到精致的可摘局部义齿修复体(见图 6-99)。

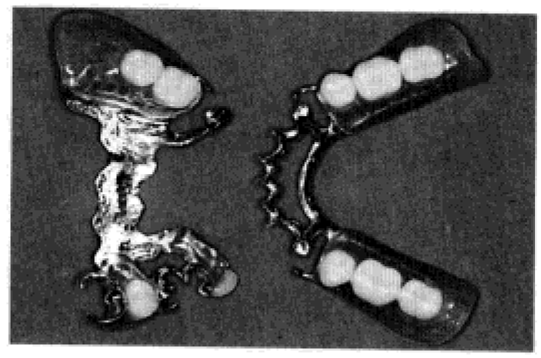


图 6-99　完成后的可摘局部义齿修复体

第七节　可摘局部义齿的初戴

可摘局部义齿制作完成后，要求在口内能顺利地戴入和取出，要有合适的基托伸展范围，良好的固位和稳定性，以及适合患者自身口腔和关节情况的咬合关系，才能成功完成对牙列缺损的修复。因此，义齿初戴时必须认真完成初戴时的每一步骤，以达到最佳的修复治疗效果。

一、可摘局部义齿初戴前检查

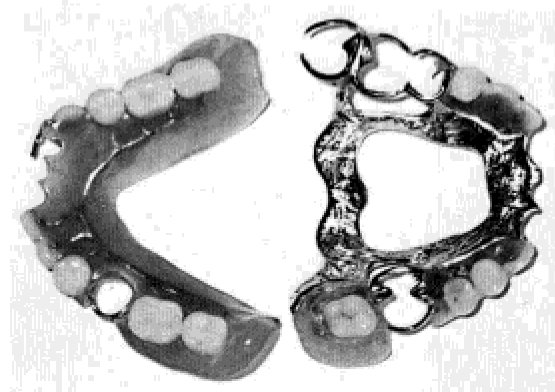
1. 与设计是否相符

可摘局部义齿初戴前，首先应该检查已制作完成的修复体与医生填写的设计单上的要求是否相符。包括卡环类型、支架范围、基托范围、人工牙颜色、形态和排列等是否和设计一致。

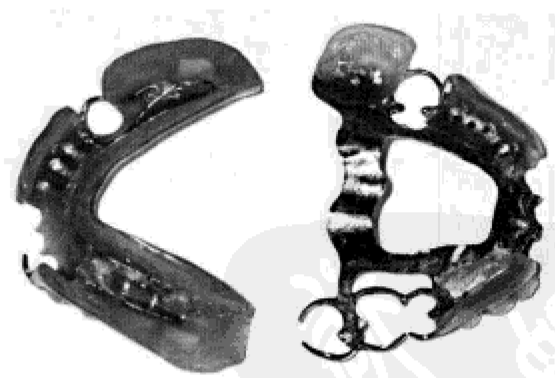
2. 修复体质量

要仔细检查义齿支架、固位体、基托、人工牙等区域。例如，要检查基托组织面有无多余树脂突起和残留石膏；基托的色质是否均匀，基托内有无气泡，基托边缘有无过长、过厚、过于尖锐或伸展范围不足等情况；固位体卡环臂尖端是否已磨圆钝；卡环有无拉伸变形和折断；基托、连接杆磨光面的抛光情况等(见图 6-100)。

对于修复体初戴前检查发现的问题，应马上修改，无法修改的应重新制作修复体。



a. 义齿抛光面



b. 义齿组织面

图 6-100　初戴前检查可摘局部义齿的质量及与设计是否相符

二、可摘局部义齿的就位

义齿初戴时，应按义齿设计的就位道方向试戴

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

义齿，轻轻施以压力，观察义齿能否顺利就位，如有较大阻力，应分析原因并予以修改，不能强行戴入。

（一）义齿就位困难的原因及处理方法

1. 卡环过紧

卡环过紧可能是由于卡环臂进入倒凹区过多，或是由于卡环体部或包绕卡环体部的树脂过多。如果只是卡环臂进入倒凹区过多则可以通过适当调整卡环臂使修复体顺利就位；如果是卡环体部进入倒凹区，可能是由于工作模型翻制复制模型前倒凹填除不够，模型磨损等原因所致，可以通过少量磨除相应的基牙牙体组织使义齿顺利就位，但如需磨除过多牙体组织才能使义齿就位时，则应重新制取印模后重新制作固位体甚至修复体；如果是包绕卡环体部的树脂过多，则应磨除这部分多余的树脂（见图 6–101）。

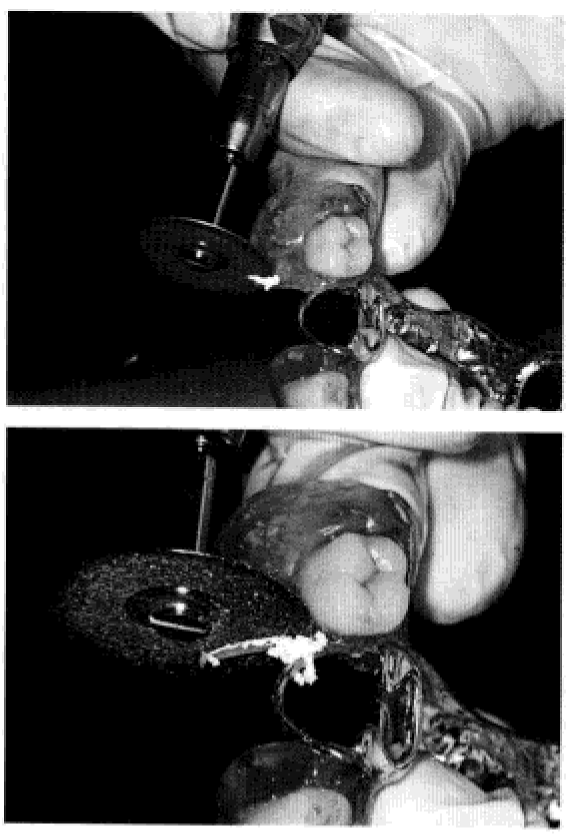


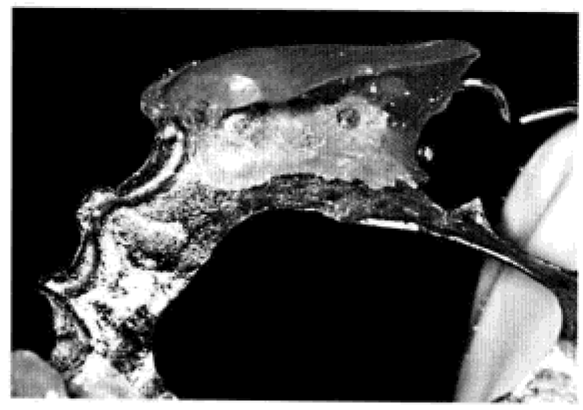
图 6–101　磨除包绕卡环体部多余的塑料

2. 殆支托移位

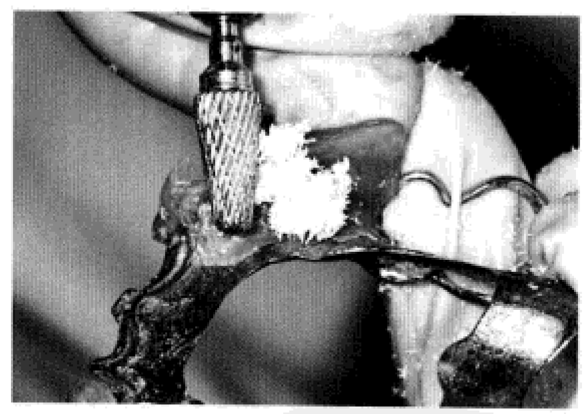
由于模型变形或殆支托在装盒制作过程中移位，导致殆支托移位，而使义齿无法完全就位时，如移位量较小，可通过磨改修复体殆支托或基牙支托凹相应部位使义齿完全就位；如移位量较大，则应重新制取印模后重新制作殆支托甚至修复体。

3. 基托、人工牙、连接体等进入倒凹区

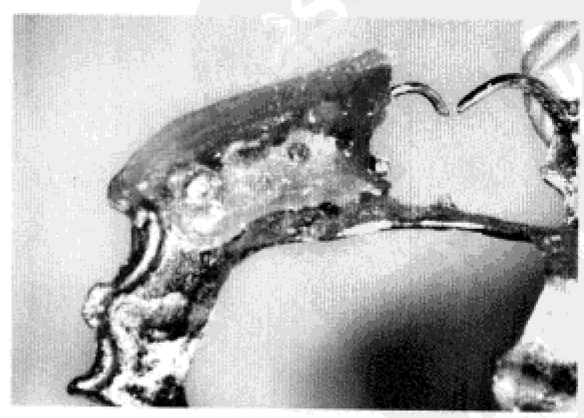
修复体缺牙区基托或人工牙邻面进入邻牙倒凹区、基托边缘进入软组织倒凹或基托组织面进入天然牙倒凹区、连接体进入基牙倒凹区等都会影响义齿就位。除调改基托、人工牙邻面能使修复体顺利就位，而不影响牙列缺损修复效果外，其他均应重新制取印模后重新制作修复体（见图 6–102）。



a. 基托边缘进入软组织倒凹区



b. 磨除进入倒凹的基托



c. 磨除后的基托边缘

图 6–102　磨除进入倒凹区的基托

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

4. 义齿变形

由于印模、模型不准确，或装盒充填、磨光时导致的义齿变形使义齿无法就位或就位后与口腔组织不密合，不论何种原因，都需要重新制作修复体。

(二) 义齿就位后检查

1. 卡环、支托

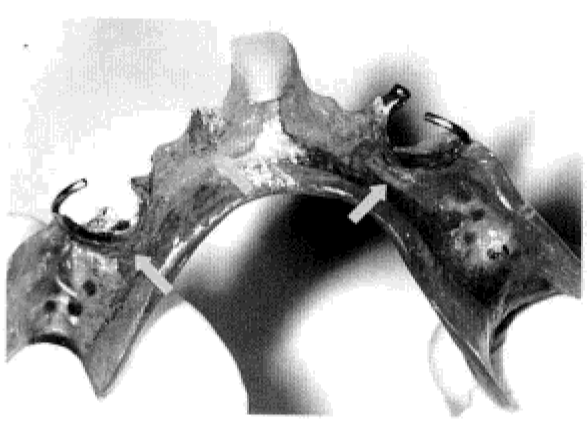
义齿就位后要求支托位于牙体预备的支托凹内，组织面与牙体组织密合；要求卡环按设计要求进入倒凹区或非倒凹区并与基牙密合，卡环臂不能压迫牙龈缘组织。另外，义齿就位后固位体不能推挤基牙，即就位后固位体对基牙无任何压力。

2. 基托、支架

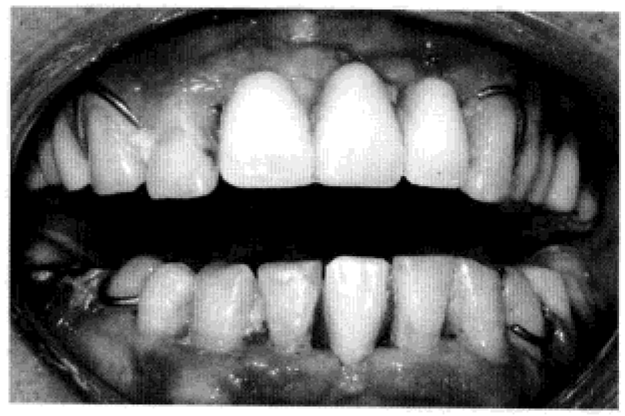
要求基托或支架组织面与黏膜和天然牙接触处贴合，而对应天然牙舌侧龈缘、骨突等需缓冲区域的基托组织面应与相应区域有缓冲间隙。义齿就位后要检查基托边缘是否过长，有无妨碍唇颊舌活动，以及基托组织面是否对被覆盖的软组织产生压痛等情况。

3. 义齿固位力与稳定性

义齿就位后用手指向脱位方向施加外力或让患者做大张口和伸舌运动，以检查义齿的固位力；



a. 红笔表示进入邻牙倒凹的基托部分



b. 就位后检查义齿与组织的贴合性

图 6-103　可摘局部义齿的就位及检查

检查义齿稳定性时，可用手指按压义齿一侧人工牙的殆面或让患者做前伸、侧向咀嚼运动，检查义齿是否平稳，有无翘动旋转等情况。如发现义齿固位或稳定性不佳时，应查找产生的原因并及时处理（见图 6-103）。

三、可摘局部义齿的调殆

可摘局部义齿就位后，需仔细检查咬合关系，做进一步调殆，使义齿在咬合运动中与天然余留牙或人工牙之间的咬合关系符合患者自身的咬合状态，恢复缺失牙的咀嚼功能。

1. 调殆指示材料(occlusal indicator)

调殆需要使用一些指示材料，如咬合纸、咬合蜡等。

(1) 咬合纸 (articulating paper，occluding paper)

在使用咬合纸时要注意，咬合早接触会使咬合纸穿孔，在殆面留下一个较淡的印记；相反，均匀的咬合接触会产生较浓的印记（见图 6-104）。

(2) 咬合蜡(bite wax)

也常被用来鉴别早接触点和殆干扰，如一面有黏性的 Kerr 咬合指示蜡，Kerr28 号绿色条形铸造蜡或其他类似软蜡。使用咬合蜡时，嘱患者轻咬蜡片，然后取出咬合蜡在光照下检查穿孔点，早接触或过度接触表现为穿透区，需要进行调磨，可用铅

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

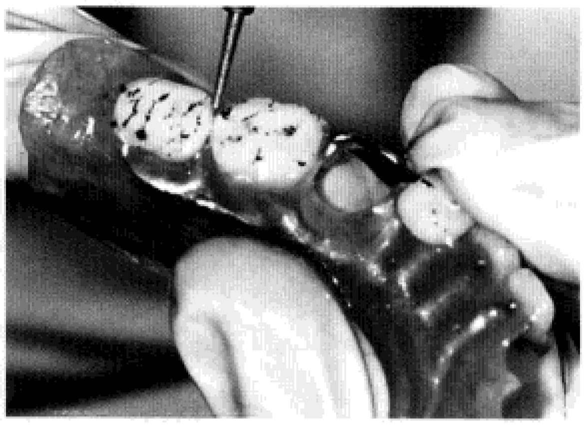


图 6-104　早接触标志

笔标记。

需要注意的是，这些咬合纸、蜡都应该左右双侧使用，这样不易产生偏向咬合，而影响调𬌗效果。

2. 调𬌗顺序

当上、下颌均需调𬌗时，最好先将一侧义齿戴入，调整至与对颌余留牙协调，当无早接触点后再戴入另一侧义齿进行另一侧义齿的调𬌗。调𬌗顺序为：

（1）当一侧为牙支持式可摘局部义齿，另一侧为混合支持或黏膜支持式义齿时，应先调整牙支持式义齿再调对颌义齿。

（2）当两侧都是牙支持式可摘局部义齿时，首先调整余留天然牙多的一侧，再调对侧义齿。

（3）当都是混合支持或黏膜支持式义齿时，可选择一侧先调𬌗。

3. 调𬌗方法

（1）口内调𬌗方法

① 磨除正中𬌗早接触点

这种调𬌗方法适用于牙支持式和仅有一侧远中游离端缺失的混合支持式可摘局部义齿的调𬌗。义齿就位后，嘱患者做正中咬合，如前所述，用咬合纸指示早接触点，并予以去除。直至正中咬合时，后牙𬌗面能达到最广泛的咬合接触，同时前牙区也有咬合接触。

② 磨除前伸、侧向𬌗的𬌗干扰

当上下颌有一侧为牙列缺失另一侧为牙列缺损时，咬合关系应参照单颌半口义齿的原则，除要建立正中𬌗平衡外还要建立前伸和侧向的平衡𬌗，即前伸𬌗位时有前后牙的多点接触，侧向𬌗位时有工作侧和平衡侧的多点接触。调𬌗时，应使用一种以上不同颜色的咬合纸来记录，如置入蓝色咬合纸嘱患者做正中咬合，再置入红色咬合纸嘱患者作左右侧向咬合运动，这样可分别记录正中𬌗和侧向𬌗时的早接触点。当正中𬌗和侧向𬌗均为早接触点时应调磨支持尖，即上后牙的腭尖和下后牙的颊尖；当只有正中𬌗为早接触点时应调磨与支持尖对应的中央窝或近远中边缘嵴；当只有侧向𬌗为早接触点时应调磨非支持尖，即上后牙的颊尖和下后牙的舌尖。

对于前伸平衡𬌗的调整，应在正中𬌗和侧向𬌗平衡后，嘱患者做前伸运动，如前牙接触后牙不接触，可用咬合纸标记后，调磨下前牙的唇斜面或上前牙的舌斜面直到平衡；如后牙接触，前牙不接触，可调磨下后牙的近中斜面或上后牙的远中斜面。

虽然前伸、侧向𬌗平衡有利义齿的稳定和固位，但当上下颌均为可摘局部义齿时，由于有余留天然牙的存在，有时不能达到平衡𬌗，如对于上颌双侧远中游离端缺失的可摘局部义齿，应调整成正中和侧向𬌗平衡，而不用调整前伸𬌗平衡，对于下颌双侧远中游离端缺失的可摘局部义齿，可以只调整正中𬌗平衡，而不一定要调整侧向和前伸𬌗平衡。

（2）结合𬌗架的调𬌗方法

对于黏膜支持式义齿或远中游离端可摘局部义齿，有时也可应用𬌗架更准确地完成调𬌗。因为在𬌗力的作用下，远中游离端义齿基托会有些移动，所以无论是用咬合纸还是用蜡有时仍可能不能精确反映口内上下牙列之间存在的微量的咬合差异，这时可在口内重新咬取新的无压力颌间记录，并重新转移至𬌗架后，在𬌗架上调𬌗。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

4. 调𬌗后，人工牙解剖形态的恢复

调𬌗后，可能会影响原有的正常人工牙的解剖形态，如人工牙牙尖低平，无窝沟，𬌗面颊舌径增大，无外展隙等情况，这会影响义齿的咀嚼效率，所以应在调𬌗后恢复人工牙解剖形态。可以通过恢复窝沟和溢出道（食物排溢道），颊舌向减径来增加牙尖斜度及减小𬌗面宽度等方法来恢复。

四、义齿基托组织面适合性检查

当义齿调𬌗完成后，如患者仍感其被基托覆盖的软组织有不适，应该通过压力指示糊剂检查基托组织面与口腔组织的适合性，并进行基托组织面的调改以消除不适感。

1. 压力指示糊剂和使用方法

压力指示糊剂是一种不会黏附于口腔组织上，能容易地在组织接触时被移位的糊剂。可由等量的植物油和氧化锌粉剂混合制成或直接使用商品化的压力指示糊剂。

使用这种糊剂时，应薄薄地涂一层于基托组织面，然后让患者做正中咬合，当义齿受力时，指示糊剂会根据受压力的大小作相应的移动，即糊剂会从压力较大的区域移向压力较小的区域。在指示糊剂固化后取出义齿，就能根据糊剂的厚薄情况判断基托组织面的适合性。如糊剂形成均匀的薄层，说明基托组织面适合性良好，无需调改；如糊剂厚薄不均匀，甚至有些区域没有指示糊剂，说明这些较薄或无糊剂的区域所受的压力较大，需适当调改并做组织面缓冲，直到重新用指示糊剂试合，显示均匀时，说明基托组织面与黏膜之间已形成良好的适合性。

当患者有口腔干燥的症状时，需特别注意，因为糊剂会黏于所对应的组织上，如未发现这一点，会错误地将无指示糊剂的义齿基托区域判断为压力区而错误调改。因此，在使用压力指示糊剂时，取出义齿后，应仔细检查基托组织面和对应的口腔黏膜，做出正确的判断，才能对基托组织面进行调改。

2. 基托组织面压力区常见部位

（1）下颌

前磨牙区下牙槽嵴的舌面、下颌舌骨嵴、义齿边缘伸入下颌舌骨嵴后的间隙、下颌升支附近的远中颊侧边缘和外斜嵴。

（2）上颌

上颌结节颊侧、颧牙槽嵴处的义齿边缘、腭穹隆以及翼上颌切迹处。

五、医　　嘱

可摘局部义齿初戴后，必须指导患者摘戴义齿的方法，并告之对修复体和口腔余留牙的日常维护方法。

1. 关于修复体适应状况的医嘱

（1）异物感和不适感

应告知患者戴用可摘局部义齿初期可能会有异物感或不适感。这主要是由于修复体占有了口腔的空间并改变了口腔组织表面形态而引起的。大多数患者使用义齿一段时间后会逐渐适应，而有某些患者因为这种异物感而不能忍受可摘局部义齿的存在，会自行停戴义齿。

（2）影响发音

应告知患者修复体可能会影响发音。除义齿前牙区基托外形不佳或人工前牙位置不正确等少数情况外，一般发音妨碍会在数天后消失，最终不会明显影响语音功能。

（3）疼痛感

应告知患者有疼痛发生的可能性。可摘局部义齿初戴后，在行使功能时，有时会产生疼痛感，经一

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

段时间适应后，此症状可能会消失，但如疼痛症状无法消失并逐渐加重时，应即时复诊。如患者无法马上就诊，应告知患者可先将义齿取出浸于冷水中，在就诊前半天再重新戴入，以利查明疼痛原因，方便修改。

因为患者对修复体的不适和疼痛忍受能力存在差异，因此，对每位患者都应交代可能出现的问题及需要做的调整。

2. 关于修复体日常维护的医嘱

（1）正确摘戴义齿

告知患者义齿应按一定方法和方向摘戴，禁止用力过猛或用力咬戴，以免义齿变形甚至折裂。

（2）维持修复体卫生

告知患者保持义齿和口腔清洁的方法，以及口腔卫生与可摘局部义齿修复后远期效果之间的关系。

（3）指导患者家属

对于全身情况差、老年人或有生理缺陷的患者，应该告知其家属可摘局部义齿摘戴的方法和清洁的方法。

（4）义齿的夜间使用

睡觉时是否应该戴用可摘局部义齿，需辩证分析。通常建议患者在夜间时应该取下义齿让被义齿覆盖的软组织得以恢复受力后被压缩的状态，同时义齿应该保存在盛有冷水的容器内，使义齿不宜干燥以防脱水后的体积变化。但当患者有夜磨牙时，可选择夜间戴用可摘局部义齿，以减少牙列中余留牙受到过大的𬌗力，起到保护余留牙的作用。牙周病伴牙列缺损的患者，考虑到可摘局部义齿的夹板效应，也可在夜间适当戴用义齿。

3. 关于口腔卫生维护的医嘱

要预防龋齿的发生，应尽可能地避免食物残渣堆积，尤其在基牙周围及小连接体下方。应在早晨、饭后和睡觉前清洁口腔和可摘局部义齿，可有效的降低细菌计数。通过用无摩擦剂的牙膏可有效地消除食物残渣和清洁义齿，同时还可以用义齿清洁液来清洁义齿。告知患者不能用热水、非义齿专用清洁剂、各种有机溶剂，如酒精等来清洁义齿，以免义齿损坏、变形或加速老化。

4. 关于咀嚼功能训练的医嘱

初戴义齿应先练习咀嚼软性食物，在适应后逐渐咀嚼硬性食物，以至恢复咀嚼功能。并且告知患者尽可能避免咀嚼过黏和过硬的食物，以免产生较大的脱位力和咬合力。

5. 复诊医嘱

在可摘局部义齿初戴后，除了要告知患者正确维护义齿外，还必须建议患者定期复查，以保持余留组织的健康。要让患者理解可摘局部义齿定期复诊的原因和内容。因为可摘局部义齿修复牙列缺损后，其支持组织会随时间的变化而变化，患者如不进行定期的复查，就不能及时发现支持义齿的牙槽嵴形态发生的变化、义齿基牙牙周和龋患的变化，这样可能会影响修复体在口腔中使用的效果，影响修复体的远期疗效。

具体的复诊时间取决于患者的口腔和身体状况。口腔软硬组织较健康者，常规应该每年复查一次。而龋易感者、牙周病易患者及牙槽嵴萎缩患者检查频率应该更高。

（李　莹　傅远飞）

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

参考文献

1 Carr AB, McGivney GP, Brown DT. MaCracken's removable partial prosthodontics. 11th ed. St Louis: CV Mosby Co, 2004.

2 陈治清. 口腔材料学. 3 版. 北京：人民卫生出版社，2003.

3 McGivney GP, Carr AB. MaCracken's removable partial prosthodontics. 10th ed. St Louis: CV Mosby Co, 2000.

4 McGivney GP, Carr AB, Brown DT. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. Eleventh Edition. St. Louis: Missouri. Elsevier Mosby, 2005.

5 Simpson JW, Hesby RA, Pfeifer DL, et al. Arbitrary mandibular hige axis locations. J Prosthet Dent. 1984, 51(6): 819-822.

6 徐君伍. 口腔修复学. 4 版. 北京：人民卫生出版社，2000.

7 徐君伍. 口腔修复理论与临床. 北京：人民卫生出版社，1999.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第七章　可摘局部义齿的复诊与处理

可摘局部义齿随着戴用时间的推延，患者口腔牙列中的基牙以及其他余留牙和被覆盖的基托下组织会发生变化，同时修复体的人工牙磨耗，以及其他组成部分都可能会发生损坏或变形。因此在患者复诊时，应该仔细检查牙列中余留牙以及缺牙区组织，根据患者口腔内软硬组织的变化以及修复体的状况进行处理。在修复体整体结构基本完好的情况下，可以进行修复体局部改建或修理；而当口腔软硬组织变化较大，如缺牙区牙槽骨明显吸收、修复体邻近牙齿缺失、或修复体整体结构损坏严重时则须重新进行修复方案的制订和修复体的制作。如果口腔软硬组织变化较小，此时判断一副义齿能否修理、或需重做的标准是修复体应有良好的固位和稳定，修复体戴入口腔内能正常地行使功能，以及修复体的各组成部分无明显损坏等。

第一节　义齿初戴后可能出现的问题及处理

可摘局部义齿初戴后可能出现异物感明显，软组织压痛等情况，一般经过2~3周适应或临床磨改，能逐步开始履行咀嚼食物等功能。可摘局部义齿修复缺损牙列后，在行使功能的过程中与口腔软硬组织，神经、肌肉组织及颞颌关节等有一逐步适应与协调过程，在此过程中黏膜支持式和混合支持式的义齿与口腔软硬组织会进一步贴合，达到最佳的平衡及稳定状态。这一过程因人而异，一般将持续到义齿初戴后的2~3个月。在此期间以及初戴后半年、一年和更长时间内医师应告知患者进行复诊，另外患者因各种原因也会及时复诊，复诊根据临床检查和患者主诉可能发现以下的一些问题。

一、牙齿的疼痛

（一）基牙的疼痛

1．常见原因

基牙的疼痛可发生于义齿初戴后的任何时间，由于引起疼痛的原因不同，所产生的症状和持续时间也不相同。在排除所有天然牙在戴或者不戴可摘局部义齿的情况下会发生的牙体、牙髓疾病外，本节主要讨论与修复体及修复过程相关的基牙疼痛的原因与处理方法。

可摘局部义齿初戴后发生基牙疼痛，其主要原因与基牙受力过大，负担过重有关。具体可以由以下3个环节原因引起：修复体设计不当，修复体制作中出现问题及临床操作不正确。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(1) 修复方案设计不当

① 基牙的承受能力

基牙除了承受自身的𬌗力外，还要承受修复体传递的𬌗力。一旦基牙承受的负担超过了其生理限度，就容易引起牙周组织的创伤导致疼痛，甚至松动。基牙选择时要考虑两种情况：一是基牙牙周组织健康，附加于该基牙的𬌗力应控制在其能承受的范围内，不应该超过基牙牙周组织的潜在能力；二是基牙牙周组织有吸收，此时即使承受正常𬌗力，也应该预先对基牙施以保护。在修复治疗过程中若忽略了上述两点，修复体戴入口腔内，人工牙受到咀嚼力时，传递至基牙的𬌗力已经超越基牙能够承受的范围，造成基牙牙根压向牙槽骨，牙周支持组织受到过大牵张力和压应力，引起牙周组织的创伤，导致基牙的疼痛。

因此，在可摘局部义齿设计时，应选择牙周健康、牙周膜面积大的天然牙做基牙，可以获得较大的支持力。如果患者余留牙都有不同程度的牙周组织炎症，经治疗后炎症得到控制，但天然牙仍有Ⅱ度松动或牙槽骨吸收到根中1/2，此时不宜单独作为基牙，应预先施以保护。

② 基牙的受力

天然牙能承受沿牙体长轴传导的较大𬌗力，而承受侧向力的能力较弱。在基牙上放置卡环或𬌗支托时如设计或牙体预备时不正确，在行使功能时基牙可能受到的侧向力大于轴向力，也会造成基牙创伤。另外卡环设计不合理，在非功能状态下，卡环对基牙产生静压力，造成基牙长时间受力，也会引起基牙疼痛。

在牙列末端游离缺失时，多数后牙缺失，𬌗支托放置基牙远中；𬌗支托凹预备面与基牙长轴之间关系不合理等都能使义齿受力后传递和附加于基牙上的力不能沿基牙牙体长轴方向传递，增加了基牙的负荷。随着义齿使用时间的推延，基牙牙周组织受到创伤，引起基牙的疼痛。

在黏膜支持式或混合支持式可摘局部义齿的设计中，基托和大连接体起到了分散𬌗力和传递𬌗力的作用，可以避免局部基牙受力过大。在余留牙少，基牙健康状况较差时，应合理选择大连接体的类型，充分伸展其范围。有时临床可摘局部义齿设计时过多考虑了修复体外形的精巧和患者的异物感，使得修复体结构中大连接体和基托没有充分伸展，没有起到分散𬌗力的作用。造成基牙受力过大，而引起基牙创伤和疼痛。

模型设计与就位道确定也关系到基牙的合理受力。因为这一环节直接关系到倒凹区和非倒凹区的划分，卡环放置的位置，卡环进入倒凹的深度等。如果根据模型设计中基牙的倒凹区和非倒凹区而放置固位体固位臂，与可摘局部义齿的实际摘戴方向存在差异，卡环固位体进入倒凹区过深，在戴用过程中频繁摘戴，会对基牙施加过大的侧向力，长期使用会对基牙造成创伤和疼痛，甚至基牙移位。

(2) 修复体制作中的问题

技工应严格按照模型设计的方案，制作前首先在模型及基牙上标记各部件及卡环的位置，一般不会发生错误，但问题会出现在以下环节：

① 卡环过紧

在弯制不锈钢钢丝卡环时，损伤石膏模型上基牙的外形，使得卡环位置有误差，导致基牙在静止状态下即长期受到侧向压力，会引起基牙的疼痛。

② 人工牙与基牙接触点过紧

此现象一般发生在模型近缺牙区邻牙的接触面(石膏模型)损坏，使得义齿人工牙与天然牙在就位时接触点过紧造成基牙或其他天然牙胀痛或义齿摘戴困难。这种过紧的接触点，在戴入义齿后会使人工牙对天然牙产生挤压作用，造成该牙不适和疼痛。

③ 由于各种原因使义齿的基托或大连接体与黏膜不贴合，甚至出现间隙，使得𬌗力不能合理分配，加大了基牙受力，造成基牙疼痛。

(3) 临床操作中的问题

① 牙体组织敏感

可摘局部义齿牙体预备量较少，一般不会到达

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

牙本质层。但是临床某些患者天然牙存在磨耗,在进行殆支托凹、隙卡沟等牙体预备后,牙体组织非常敏感,殆支托凹和间隙沟与金属殆支托、间隙卡环接触会产生不适,在义齿初戴以及使用时,基牙产生酸痛,甚至诱发牙髓炎。若牙体预备后发生基牙酸痛者,应及时进行脱敏治疗,避免对牙髓组织造成刺激。

② 未及时纠正出现的问题

义齿初戴时未检查出基托或大连接体与黏膜之间存在间隙等,使得殆力不能合理分配,基牙受力过大。另外,多数后牙缺失造成的末端游离缺损,义齿长期使用,基托或大连接体组织面下软硬组织逐渐吸收萎缩,基托不及时衬垫以恢复基托组织面与黏膜的密合接触,或不重新制作修复体以恢复大连接体组织面与黏膜的密合接触,都会引起义齿翘动和摆动,造成基牙的负荷过大,牙周组织创伤,基牙疼痛。

2. 处理方法

如果患者戴用义齿后出现基牙疼痛,首先应立即停止戴用义齿,寻找引起基牙疼痛的原因,同时针对其原因提出解决方案。

如果是义齿受力后殆力分配不均,此时应该重新设计修复体。在修复体设计时尽可能减少疼痛基牙的受力,可采用增加基牙数目分散殆力的方法。

如果患者天然牙支持力都较薄弱,也可以改变可摘局部义齿的设计方案,采用牙周夹板、套筒冠义齿等修复方法将咀嚼时产生的殆力均匀分配到牙列中的多个天然牙上,减少个别牙的受力。

因修复体制作中出现的各种问题而导致基牙疼痛,则需重新制作修复体。而长期使用义齿后引起组织变化造成基牙受力过大时,需及时对修复体进行调整,如基托重衬等。

(二)其他天然牙疼痛的原因及处理

1. 常见原因

牙列缺损可摘局部义齿修复过程中造成除基牙外其他牙齿的疼痛,临床常见的原因有:

(1) 义齿与天然牙接触关系不正确

修复体的组成部分与邻近牙齿接触区的接触关系不合适,如基托边缘位于观测线以下,进入牙齿的倒凹区,使得义齿戴入时对修复体所接触的天然牙产生推力,即水平力,造成该牙齿的疼痛。

(2) 间接固位体的设计与制作不当

与可摘局部义齿间接固位体接触的天然牙区域,天然牙受力过大,如多数后牙缺失牙列末端游离缺损,因修复体设计或制作不当,使得基托或连接体传递至前牙区的压力过大,而且此力为推力,也会造成天然牙的疼痛。

(3) 早接触

义齿戴入时咬合调整未达到要求,如人工牙与对殆牙、固位体与对殆牙之间早接触,都会引起对殆牙的受力过大,牙齿疼痛。

2. 处理方法

① 义齿与天然牙接触关系不正确,如树脂基托进入了倒凹区,可适当修整基托边缘,让义齿戴入牙列时不产生对邻近牙齿的推力。但此时基托边缘与天然牙之间有间隙存在,可以通过基托边缘加垫热凝树脂,并经过热处理完成。由于自凝树脂衬垫会影响新义齿修复体的质量,一般不能使用自凝树脂处理。而金属支架式可摘局部义齿舌侧或腭侧的支架部分进入倒凹区,如支架无法调磨需对义齿重新制作。

② 间接固位体设计与制作不当,造成基牙及其支持组织受力分配不当,引起天然牙的疼痛,此时只能重新进行修复体的设计和制作,以减轻天然牙的受力。

③ 经临床检查,如果有早接触存在应及时调整咬合,消除早接触点,如对人工牙或殆支托等进行选磨。但同时应注意选磨后殆支托仍应保持一定厚度及边缘光滑圆钝,以保证在殆力状态下的强度。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、软组织疼痛

可摘局部义齿初戴后引起软组织的疼痛，可以发生在义齿初戴后的任何时间，如出现在初戴后 1 周、2~3 个月甚至 2 年等。

（一）常见原因

1. 义齿设计存在问题

不同的牙列缺损类型，口腔余留牙及周围组织状况如余留牙的健康程度、牙槽黏膜的厚度、弹性等条件与临床可摘局部义齿设计时采用哪种支持形式，以及义齿的固位体数目、基托和大连接体的面积等都与义齿基托下支持组织的保护有着密切的关系。

（1）基托下组织受力过大

当多数牙缺损，采用黏膜支持式义齿时，如基托面积设计过小，在承受咀嚼𬌗力时，基托下组织单位面积受力过大，使得义齿受力后基托下沉压迫软组织，造成软组织创伤，引起黏膜疼痛。

（2）义齿不稳定

混合支持式义齿设计时义齿的稳定性设计方案不够合理，造成义齿行使功能时义齿摆动和翘动，此不稳定现象容易引起基托某一区域压向软组织，使局部受力过大，造成局部软组织损伤。

（3）骨性支点

骨突、骨尖的存在，或某些解剖标志如下颌隆突、斜嵴等处，容易形成支点，如果这些区域未做充分缓冲，也容易引起义齿的翘动，造成骨性支点区软组织损伤。

2. 临床操作存在的问题

义齿初戴的每一个操作环节都可能引起患者戴用可摘局部义齿后软组织疼痛。可能引起软组织疼痛的原因有：

（1）印模方法不正确引起软组织的疼痛

取印模时的不规范操作，会在义齿戴用时引起软组织的压迫和疼痛。主要表现在没有正确获得功能性印模或没有充分进行肌功能修整。

① 没有正确获得功能性印模

功能性印模是相对于解剖式印模而言。是指在压力下所取得的印模，适用于基牙和黏膜混合支持式的可摘局部义齿。牙列末端游离缺损，在印模时应取得压力印模以弥补鞍基远端下沉过多的问题。

一般在混合支持式或黏膜支持式印模时未采用二次印模法制作，仅获取解剖式印模，或功能性印模施压不足，制作完成后的义齿使用过程中会引起翘动，造成软组织的疼痛。如果印模时末端缺牙区加压过大，义齿组织面也会对软组织施压过大，引起软组织疼痛。

② 未获得肌功能修整

肌功能修整又称肌功能整塑，是指在取印模过程中，当印模材料尚未凝固前，模仿口腔周围软组织的正常生理活动，如让患者主动性运动，或由医师被动性向前牵拉两侧口角及唇颊部组织，使制作完成的义齿不致影响软组织功能活动。肌功能修整不正确会导致义齿树脂基托过度伸展，影响并压迫相关的软组织，造成局部压痛甚至溃疡。如形成颊、舌侧基托边缘过长，压迫前庭沟底黏膜或舌侧黏膜等，在义齿初戴后，患者行使咀嚼功能时，过度伸长的基托边缘会妨碍口腔软组织的运动，造成软组织创伤。

（2）初戴时基托未做充分修整

可摘局部义齿制作中，应充分考虑其基托伸展区和软组织倒凹区，通过观测仪等合理确定义齿的共同就位道，并填去可能产生影响的软组织倒凹，避免在义齿完成后，引起软组织疼痛，此类情况一般的临床表现如下：

① 义齿基托过度伸展

在考虑可摘局部义齿固位及稳定性时，有时基托边缘伸展过度，义齿戴入口腔内，妨碍软组织的

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

功能性运动，引起基托伸展区软组织创伤。

② 基托边缘进入软组织倒凹区

多发生于上前牙缺失，缺牙区唇侧骨突、软组织倒凹明显的情况。在可摘局部义齿初戴时，义齿戴入和摘除过程中基托边缘的组织面摩擦和压迫唇侧软组织，造成疼痛甚至溃破，而在就位后则无疼痛的感觉。

③ 系带区未充分缓冲

唇系带、颊系带处的基托在制作中参照其静止状态，呈"V"形，在系带区没有充分缓冲，唇颊组织和舌组织在行使各种功能活动中容易在此处造成摩擦、疼痛甚至溃疡。

(3) 骨性支点未得到充分处理

一般混合支持式和黏膜支持式义齿在临床制取印模的过程中，对某些区域必须做不同程度的缓冲处理，否则戴用可摘局部义齿后，会出现基托组织面压迫覆盖在骨突、骨尖、骨嵴之上的软组织，使其产生疼痛，常见的压痛区部位有：

① 上颌

上颌结节颊侧、上颌硬区及腭中缝等处。

② 下颌

前磨牙区下牙槽嵴舌侧、舌隆突，以及位于下牙槽嵴后部舌侧的下颌舌骨嵴等。

(4) 人工牙早接触

义齿初戴时，咬合调整不合适，造成可摘局部义齿的人工牙有早接触，咀嚼时殆力未得到均匀分配，使得缺牙区人工牙基托下软组织受力过大，也会造成软组织疼痛。

3. 修复体制作中存在的问题

(1) 缓冲区未经充分的处理

在修复体制作中同样没有注意修复体组织面与口腔组织需缓冲区域进行的处理。如在上颌硬腭区、下颌舌隆突区等明显的骨突处。在翻制工作模型前未对工作模型进行缓冲区处理，造成义齿初戴后，修复体受力向支持组织区域微量位移，使得覆盖在骨突区域的软组织受到挤压，引起软组织压痛。在需要缓冲的区域，首先在石膏模型表面标记，继而垫衬一定厚度的蜡片缓冲，最后翻制复制模（工作模型），这样制作的修复体在相应部位达到了一定的缓冲作用，不易引起软组织压痛（见图 7-1）。

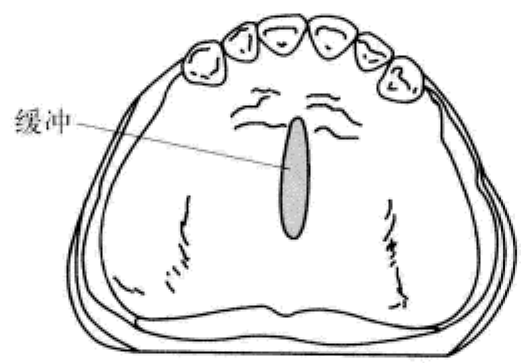


图 7-1 上颌硬区处软组织容易引起压痛，应该充分缓冲

(2) 卡环臂的刺激

有时固位体制作时卡环臂比较接近颊侧牙龈，初戴时与牙龈之间尚存在间隙。可摘局部义齿初戴后一段时间因义齿下沉，卡环臂可能接触或压迫龈缘，尤其在垂直向轻微移动时，造成龈缘刺激，引起软组织疼痛。

(3) 修复体组成部分与口腔组织不贴合

腭侧或舌侧卡环臂与牙体组织不贴合而产生间隙、腭侧或舌侧基托边缘过厚、修复体部件边缘为锐角、基托或大连接体组织面与口腔黏膜组织之间存在明显间隙等，都会造成患者舌体活动时组织擦伤引起疼痛。另外，由于修复体组织面与牙齿及软组织之间不贴合，易引起食物嵌塞式滞留，也会导致软组织炎症及疼痛。

4. 义齿初戴时存在的问题

义齿初戴前以及初戴后如没有做认真检查，基托边缘及基托组织面需缓冲区域未作处理，经常出现以下问题：

① 基托过度伸展或唇、颊、舌系带处未做调整，义齿在行使功能时，这些部位的基托影响口腔

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

软组织的活动，并造成软组织的擦伤。

② 修复体组织面有气瘤或模型组织面损坏形成局部缺损，义齿受力后首先造成该区域软组织受压，造成局部损伤。

③ 义齿初戴时发现骨突处需缓冲的区域，修复体组织面缓冲不够，但又未对此做进一步缓冲处理。初戴后义齿受力会引起骨突处软组织损伤。

④ 义齿初戴时发现义齿有不稳定现象。如侧向运动时会有翘动或摆动，但未消除此类现象。在义齿行使功能时因翘动和摆动会造成基托边缘挤压软组织，引起软组织创伤。

⑤ 修复体的人工牙早接触。人工牙存在早接触，义齿使用过程中牙槽骨受力较大，黏膜受压也较附近的软组织大，容易产生压痛。

5. 义齿初戴后的下沉

此处叙述的是指可摘局部义齿戴用一年或以上者，在正常咬合力的作用下，混合支持式及黏膜支持式义齿的基托或大连接体组织面下软硬组织仍会逐渐吸收萎缩，造成修复体下沉。下沉程度与医师在设计义齿时，如何分配支持组织受力，以及患者口内的缺牙区组织个体差异有关，因此患者是否产生疼痛及疼痛的感觉也各不相同。义齿下沉后，会造成义齿的下沉不稳定性，但有时义齿组织面与黏膜贴合更为紧密，同时基托及大连接体下的骨组织也因吸收萎缩不均匀，会形成新的骨突，造成其表面的软组织压痛。

(二) 处理方法

首先应该判断引起软组织疼痛的主要原因再作相应的处理及改进。

1. 重新设计义齿

如果疼痛是由义齿设计上存在欠缺，应该重新设计和制作义齿。对可摘局部义齿而言，如果基牙有足够的支持力，义齿设计时应该尽量设计为牙支持式义齿或混合支持式义齿。使用黏膜支持式义齿，应当适当伸展基托面积，避免基托下软组织受力过大。

对混合支持式义齿，检查时应注意义齿是否有翘动，通常翘动出现在牙槽嵴骨突、骨尖或𬌗支托处。由此原因产生的疼痛，应着手于解决翘动问题，如充分缓冲基托，避开骨突骨尖，必要时应该进行齿槽骨修整，合理设计和放置𬌗支托，避免单个𬌗支托引起的翘动。如果通过修改仍然无法消除翘动，应该及时重新设计制作修复体。

2. 正确调整基托边缘

如果因为没有获得正确的功能性印模，导致义齿戴用中反复疼痛，可以对基托组织面及边缘做仔细的调整，避免软组织的疼痛，但如果反复修整仍然无法解决软组织的创伤，此时只能重新制取印模重新制作义齿。如果在印模时没有进行合适的肌功能修整，应当在临床按照软组织的实际情况磨改基托边缘长短和伸展范围，使其适应唇、颊、舌的活动。

可摘局部义齿初戴时应将系带处缓冲磨制成“U”形，适应唇、颊组织活动的功能状态。此外，临床初戴义齿时不仅要考虑义齿就位后是否压迫软组织，还应该考虑义齿戴入和取出过程中，对附近软组织的摩擦和损伤(见图 7-2)。

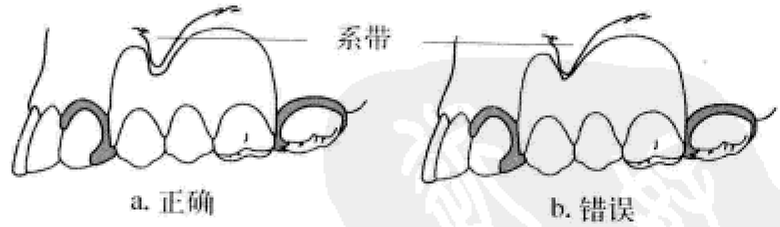


图 7-2　应将系带处缓冲磨制成“U”形，适应唇、颊组织的功能状态

3. 消除骨性支点

可摘局部义齿在初戴后，因没有充分缓冲某些骨性支点区域，在其表面黏膜造成疼痛或溃疡。一般只需在基托组织面进行缓冲，即可消除黏膜受压

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

后引起的疼痛。如果遇到金属基托，基托厚度有限，无法作充分的缓冲时，则需要重新印模，并针对该缓冲区做相应的处理。

在重新制作修复体时应采用以下两种方法。第一种方法是在二次印模方法的环节中，当第一次印模完成后，在印模上对该相应区域做缓冲处理，如修整或刮除印模组织面，使印模组织面与骨性支点之间形成间隙等，使得在第二次印模时，该区域得到有效的缓冲。第二种方法是采用个别托盘，制作个别托盘的环节中在石膏模型上作修整，填蜡等处理，使得在个别托盘与口腔组织的骨性支点区同样形成间隙，以达到缓冲的效果（详见相关章节）。

4. 消除早接触

义齿初戴时应遵循调𬌗原则，使人工牙和天然牙均达到较完善的接触，达到𬌗平衡，消除在正中𬌗及侧向𬌗时人工牙的早接触。

5. 调整卡环臂位置或重新制作卡环固位体

如果疼痛是由卡环臂刺激牙龈或软组织造成，一般有以下两种处理方法。

（1）对于冷弯不锈钢丝卡环，临床可以通过弯制调整，一般可以解决卡环压迫牙龈的情况；对于铸造卡环，如果仅轻微压迫牙龈，可以通过少量磨改或少许弯制的方法调整。

（2）如果铸造卡环移位明显，调改程度过大，容易引起卡环折断。正确的方法是取模后，在基牙正确的位置上重新制作卡环，并在合适的位置上与原义齿激光焊接。当然，临床应综合考虑咬合等因素，可以重新选择基牙，选择放置固位体的位置。

6. 义齿下沉的处理

可摘局部义齿戴用2~3年后，义齿会有一定的下沉，也可能引起基托下软组织的疼痛。因义齿下沉可能压迫软组织造成疼痛，患者应该按时复诊，临床应根据具体情况仔细检查。如基托下组织明显吸收影响义齿的稳定性时，及时对基托组织面进行重衬处理。如义齿下沉并未造成义齿不稳定，而局部产生压迫，例如下颌舌骨嵴处的压痛，不应该简单地磨短舌侧翼缘区基托，而是在其组织面充分缓冲；针对上颌结节的缓冲则应选磨颊侧基托组织面；针对上颌硬区及腭中缝处黏膜压痛，应先判别义齿能否通过缓冲处理得以解决，否则应重新设计并制作修复体。

三、义齿固位力及稳定性的变化

可摘局部义齿初戴后，经过2~3个月的适应，可摘局部义齿应达到最佳的固位和稳定状态，只要义齿设计合理，此状态能够维持相当长的时期。一般在戴用数年后，可能有患者主诉咀嚼时义齿不够稳定，有翘动或摆动等表现，或经常脱落等情况。一般为义齿固位力和稳定性发生了变化。

（一）常见原因

1. 基托下支持组织吸收

肯氏Ⅰ、Ⅱ类，末端游离缺失病例，游离端牙槽嵴及其覆盖黏膜的吸收，包括正常的增龄性吸收，以及义齿设计不合理引起的压迫性吸收。特别在末端游离缺损的牙槽嵴吸收会造成义齿不稳定现象，可摘局部义齿会沿某处支点，或支点线翘动（见图7-3）。同时某些固位体如杆形固位体的固位臂向

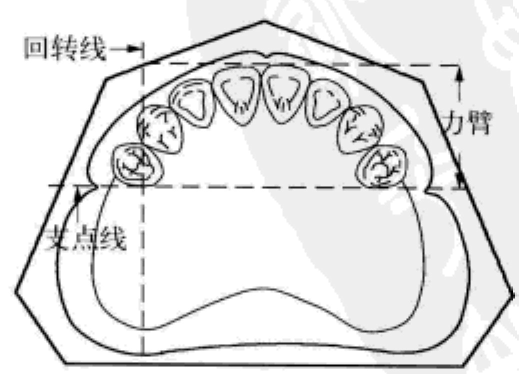


图7-3 可摘局部义齿沿支点线发生翘动，产生不稳定现象

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

龈方移动，卡环臂与牙面脱离，失去原义齿设计的固位效果，义齿固位力明显下降（见图 7-4）。

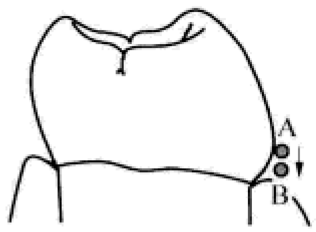


图 7-4 义齿下沉卡环臂向龈方移位

2. 卡环变形或移位

长期戴用可摘局部义齿，义齿经反复摘戴数年后，由于固位体的固位臂从倒凹区经观测线至非倒凹区反复脱位和相反方向的反复就位，产生固位体金属本身的材料疲劳，个别卡环的弹性受到影响，可能出现与基牙不密合，甚至变形、折断，修复体因此固位力降低。有的患者因修复体摘戴不便，自行调节卡环松紧度，造成卡环变形或弹跳，义齿固位力显著下降。

3. 天然牙的再缺失

可摘局部义齿修复牙列缺损后，由于各种原因造成放置直接固位体或间接固位体的基牙，以及邻近牙齿的再缺失，也会导致修复体的固位力下降并出现咀嚼时修复体的各种不稳定现象。

（二）处理方法

1. 基托组织面加衬

支持组织的吸收多发生在游离端牙槽骨及其覆盖黏膜，可以通过直接法或间接法，对游离端组织面加衬，以补偿组织吸收所造成的间隙，恢复义齿的稳定性。

2. 卡环调整或置换

卡环变形移位而引起的义齿不稳定，可以在临床略加调整以恢复原义齿的固位力。如果卡环变形移位较大，卡环金属因长期使用产生材料疲劳，卡环调整也无法恢复到原有的固位力，应取模后重新制作，弯制或铸造新的卡环臂，后者可以通过焊接的方法将卡环放置到其合适的位置。

3. 基牙调整

因为可摘局部义齿修复缺损牙列后有些牙齿的拔除，造成固位体失去作用。此时应该重新对原义齿进行设计，如选择基牙，重新制作固位体，对缺牙区添补人工牙。如果因牙齿的缺失，无法通过对原义齿的修改来恢复咀嚼功能，则需对牙列缺损进行重新修复设计，重新制作修复体。

四、义齿咀嚼功能不佳

可摘局部义齿初戴 1~2 周后，义齿经临床调整消除了可能存在的软组织压痛，已具有良好的固位力和稳定性。但此时有部分患者主诉咀嚼效率差，不易嚼碎食物等情况。

（一）常见原因

咀嚼功能差一般是由于义齿咬合接触不均匀，部分人工牙咬合接触面少，尖窝锁结关系不正确等，具体可以由以下一些原因造成：

1. 人工牙调𬌗不当

义齿制作过程中，人工牙排列或义齿初戴时，由于咬合面调整不当造成人工牙及天然牙没有良好的咬合接触关系或者咬合接触面少。如果一侧咬合紧，另一侧仅有部分人工牙接触，或两侧都只有少数功能牙尖有接触，将会丧失部分咀嚼食物的功能，导致咀嚼效率较差。

2. 义齿设计不当

牙列缺损伴余留牙𬌗面和切端过度磨损，如牙尖斜度因磨耗接近零度，在修复治疗时未做整体设计，

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

未恢复被磨损牙的𬌗面形态，即𬌗面牙尖及𬌗面窝形态，以致人工牙与天然牙之间没有尖窝接触关系，无法起到捣碎和研磨食物的作用，使咀嚼功能不佳。

3. 软硬组织疼痛

可摘局部义齿修复牙列缺损后，由于各种原因导致口腔软硬组织受到创伤，牙齿和软组织发生疼痛或个别天然牙发生松动，在咀嚼时因疼痛引起神经反射，咀嚼肌收缩率降低，以致咀嚼效力明显下降。

4. 人工牙磨损和软组织吸收萎缩

可摘局部义齿长期使用，特别在多数牙缺失牙列缺损修复后，义齿使用多年，修复体的人工牙𬌗面明显磨损。另外因增龄变化导致口腔软硬组织的吸收萎缩，使得缺牙区与对𬌗牙咬合接触不佳，导致咀嚼效率降低。

5. 未获得正确颌位关系

上下颌牙列均存在缺损，上、下颌牙交错缺失或单颌牙列缺失，患者口腔内的余留牙已经无法维持正确的垂直距离和正中咬合关系。在牙列缺损修复时，如果没有恢复患者原有正中咬合时的咬合接触关系，以及正中颌位时的垂直距离，而出现垂直距离恢复过高或过低，都会导致义齿修复后患者在行使咀嚼功能时咀嚼肌张力、颞颌关节运动轨迹等不协调，因此无法恢复正常的咀嚼功能。

（二）处理方法

可摘局部义齿初戴后，若患者主诉咀嚼效能差，临床应该根据检查结果酌情处理。

1. 咬合调整

义齿初戴时，没有认真进行调𬌗者，在复诊时应该对义齿仔细检查咬合接触关系，并做调𬌗处理，使其达到良好的咬合接触关系。

2. 恢复咬合接触关系

个别牙没有咬合接触，应在正确颌位及正中咬合关系的基础上，采用间接法或直接法恢复咬合接触关系，以恢复咀嚼功能。

3. 重新设计及制作修复体

𬌗面和切端过度磨损的患者，经义齿修复后仍无法有效恢复咀嚼效能，则应重新进行修复体设计，在正确恢复被磨损牙的𬌗面形态基础上再进行修复体制作，保证其良好的咀嚼效率。

4. 消除组织疼痛

可摘局部义齿初戴后，应及时发现并消除口腔软硬组织的压迫或创伤，尤其是常见的黏膜压痛或溃疡。因为疼痛会使患者无法正常使用义齿，以及恢复咀嚼功能，延长可摘局部义齿的适应周期，因此必须找出引起组织疼痛的原因，并予以消除，使义齿修复牙列缺损后能正常使用。

5. 制作新修复体

可摘局部义齿长期使用后，修复体的人工牙𬌗面明显磨损，口腔软硬组织吸收萎缩。一般应及时重新修复，制作新的修复体，以恢复咀嚼效能。

6. 重新确定颌位关系

复诊时若发现垂直距离不正确或颌位偏差，则应立即磨除可摘局部义齿的人工牙，重新确定正确的垂直距离和咬合关系，再按常规方法排列人工牙，制作修复体。

五、颞下颌关节不适

可摘局部义齿修复牙列缺损，患者经一段时间戴用后有时会出现颞下颌关节区不适、咀嚼肌酸痛

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

等症状。

（一）常见原因

1. 颌位关系不正确

与上述戴用义齿后出现咀嚼功能差的原因相同，由于义齿修复牙列缺损后，并未恢复患者原有的颌位关系，导致颞下颌关节的髁状突与关节窝的位置变化，以及关节髁状突的运动轨迹改变。同时咀嚼肌收缩力不协调，导致颞下颌关节不适，甚至会造成颞下颌关节紊乱病。

2. 早接触

义齿修复牙列缺损后引起的早接触或咬合运动时的𬌗干扰，也会引起颞下颌关节不适。由于在义齿初戴时没有仔细检查并调整咬合关系，包括正中咬合、侧向𬌗或前伸𬌗等，造成人工牙有早接触，也会引起患者偏侧咬合，影响了咀嚼肌张力和颞下颌关节的协调性，患者在耳前区可能出现不适感。

（二）处理方法

1. 停戴义齿

可摘局部义齿戴用后，如果发生耳前区不适、疼痛时应立即停戴义齿，避免患者长期不适引起颞下颌关节不可逆的病变。

2. 恢复正确的咬合关系

可摘局部义齿初戴时，应该再次检查和核对义齿的垂直距离。如果发现义齿的垂直距离过高，在临床可以拆除或磨除人工牙，然后在义齿基托的缺牙区，使用软蜡或硅橡胶重新确定颌位关系，重新排牙、装盒及热处理。如果拆除人工牙后，塑料基托仍然影响颌位测量，则需要重新制作𬌗堤。如果垂直距离过低，可以在临床用同样的方法，重新记录颌位关系，并将颌位关系转移到𬌗架固定，在𬌗架上拆除原来的人工牙重新排牙，装盒及热处理。

3. 消除早接触

复诊时应该认真检查义齿的咬合关系，及时去除咬合运动时的𬌗干扰以及早接触。恢复咬合关系，咀嚼肌、颞下颌关系的协调性，解除关节区的不适症状。

六、义齿咬颊、唇和咬舌

可摘局部义齿初戴后，患者逐步恢复咀嚼功能，但咀嚼时偶尔或经常会发生咬颊、咬唇或咬舌的情况。临床可表现为舌体侧缘或𬌗线水平的颊黏膜血疱或溃疡。

（一）常见原因

1. 人工牙排列过于偏向颊侧或舌侧

后牙区上下牙列对应缺失，在可摘局部义齿制作中，后牙人工牙应该排列牙槽嵴顶，同时临床可以根据牙弓弧度，上下颌牙槽嵴等因素，对实际排列中的人工牙作稍微调整，但如果人工牙排列过于偏向颊侧，则咬合时容易咬及颊部黏膜；相反如果人工牙排列过于偏向舌侧，在咬合过程中也容易咬到舌体。

2. 覆盖过小

人工牙排列时应该恢复正确的覆盖和尖窝对应关系。上颌后牙的颊面与颊黏膜接触，咬合时上后牙颊面及颊尖（非功能尖）位于颊部黏膜与咬合接触区之间，避免在咬合时咬到颊部黏膜；下颌后牙的舌面贴近舌体，在咬合时下后牙舌面及舌尖（非功能尖）位于舌体与咬合接触区之间，可以避免在咬合时咬到舌体。如果这些覆盖关系没有排列正确，覆盖过小，非功能尖不能有效保护颊部黏膜或

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

舌体，易造成咬伤舌体或颊黏膜。

前牙咬唇多发生在尖牙，上下尖牙部位没有保持足够的覆盖度，牙尖与牙尖相对，容易咬到唇部。在前牙缺失可摘局部义齿修复后呈切刃殆的患者，也容易发生此类情况。

3. 颊部组织或舌体肥大

颊部组织、舌体和牙列各占据口腔空间并保持了相对的稳定和平衡。患者牙齿缺失后，这种平衡被打破，此时应该及时修复牙列中的缺失牙。如果不及时修复缺失牙，颊部黏膜和舌体会逐渐肥大，占据原先牙齿所占的部分空间。因此，长期缺牙后再进行修复，则容易咬到颊部黏膜和舌体。

4. 殆平面偏低

排牙原则中曾强调上下颌都有缺牙时，排列人工牙时应该尽量平分上下颌间隙。在临床上如果下颌后牙缺失同时上颌对殆牙伸长，下颌可摘局部义齿修复中，排列下颌后牙人工牙低于殆平面，在进食、讲话等运动中容易咬到舌体。

（二）处理方法

1. 停戴义齿

临床出现咬颊、咬唇或咬舌的情况，首先应该认真检查上下颌人工牙的覆殆覆盖度及上下颌后牙的对应关系并寻找其原因，同时停戴义齿，并对软组织做消炎处理。如果继续使用，原软组织充血肿胀区域更容易被咬到，不利于创伤的愈合。

2. 重新排列人工牙

如果后牙区人工牙明显排列不正确，可以在原义齿上磨除或拆除人工牙，确定咬合关系，重新上殆架，再完成排牙、装盒等制作。

3. 覆盖度调整

如果通过临床的磨改能达到加大覆盖度的目的，可以对下颌颊牙尖、上颌舌牙尖做调整，增加覆盖度，缓解咬颊或咬舌。

4. 增加基托厚度

如果因为长期缺牙，颊部组织或舌体肥大，临床可以适当增厚颊、舌侧基托厚度，以撑开颊、舌组织，避免咬伤。待颊部或舌体组织恢复原组织形态后，再对基托进行调整。

5. 重新设计制作修复体

如果是由于殆平面较低，患者经常发生咬舌的现象，则需要重新调整殆平面。如对殆牙伸长，应该考虑将伸长牙通过根管治疗，再采用全冠修复方式达到伸长牙与牙列中其他牙齿的协调性，然后重新设计与制作修复体。

第二节　可摘局部义齿组成部分的损坏与修理

一、卡环固位体的变形与折断

卡环是提供可摘局部义齿固位的最主要的结构，依靠其弹性进入和离开基牙倒凹。与义齿其他部件相比，尤其是卡环的固位臂，其结构特点比较精细，易受过大的外力变形甚至折断。卡环固位臂的折断会失去该固位体的固位作用，义齿固位力也

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

会相应降低。

（一）常见原因

1. 卡环进入倒凹区过深

可摘局部义齿制作过程中，没有进行模型观测或卡环臂放置的位置不正确，会造成卡环臂进入基牙倒凹区过深，以致在义齿摘戴时引起卡环形变，在义齿使用过程中引起折断（见图7-5）。



图7-5　进入倒凹过深，卡环形变过大

2. 卡环体调磨不当

可摘局部义齿制作中，卡环体位置放置过高，接近殆面。初戴时因卡环体而造成早接触点，影响咬合。为消除早接触，临床对卡环体早接触区进行调磨，导致该部分卡环体强度明显下降并形成薄弱区，在受到外力作用时，由于该区域应力集中，容易引起卡环折断。

3. 卡环弯制不当

弯制的不锈钢钢丝卡环，一般可以进行适当的调整。但是临床上若使用工具反复调改卡环臂松紧度，超过材料的疲劳限度，易造成卡环折断。

在卡环形态的弯制过程中，技工操作不熟练，导致反复调整弯制锻丝卡，使卡环上存在过多印痕，而印痕处直接影响金属材料的强度，在义齿摘戴过程中易造成其折断。

4. 卡环铸造件缺陷

铸造卡环在铸件完成后已存在缺陷，如缩孔、砂眼等，卡环中存在的这些缺陷，均明显影响该处的金属强度，在义齿摘戴过程中导致卡环折断；另外铸造卡环形状不规范（应由粗渐细）或形态未符合卡环强度要求，也是容易引起折断的原因（见图7-6）。

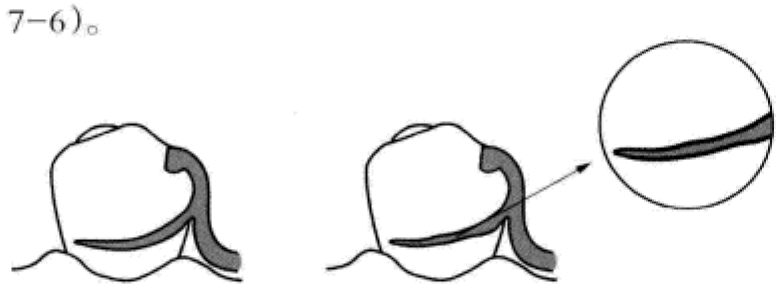


图7-6　卡环形状不规范，容易造成应力集中而折断

5. 外力损坏

患者在义齿摘戴过程中用力不当，或用力方向不正确，会使卡环变形或折断。或者在义齿制作中不慎，如抛光过程中意外受力使卡环变形，均有可能导致卡环的折断。

（二）修理方法

具体分析造成卡环变形或折断的原因，并针对其原因选择修理的方法。一般有两种方法：

1. 制作锻丝卡环替代

可摘局部义齿卡环变形或折断后可用冷弯的锻丝卡环来替代，具体制作方法：

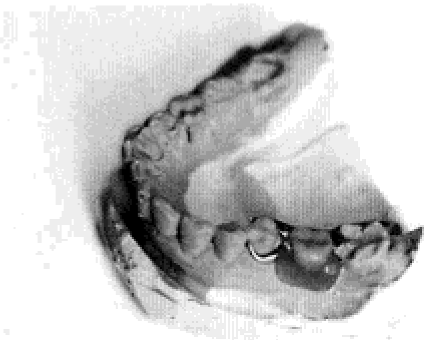
①正确地将义齿戴入患者口腔中就位，就位后义齿在牙列中必须稳定。

②制取印模，待印模材料固化后，义齿应随印模一同从口腔中取出并确认其位于正确的位置。特别注意因为在取出印模时，义齿可能发生轻微的位移，应正确地将义齿复位到印模中。

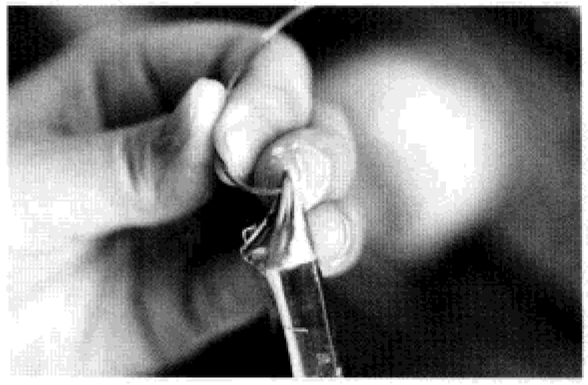
③向印模内灌注石膏，同时注意在灌模中义齿的移位。脱模后待修理的义齿应正确位于石膏模型上。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

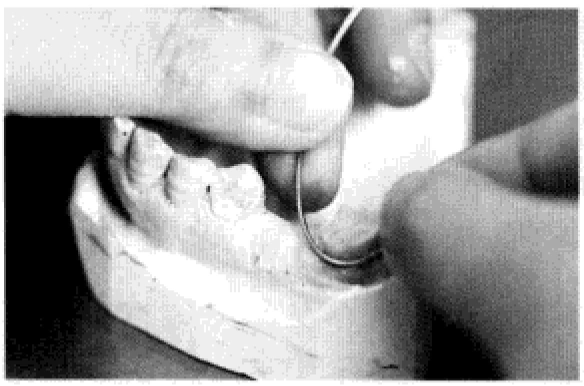
④根据设计要求弯制锻丝卡，再采用自凝树脂或热凝树脂将卡环的连接体部分埋入树脂基托内。待树脂固化，完成锻丝卡环的替换（见图 7-7）。



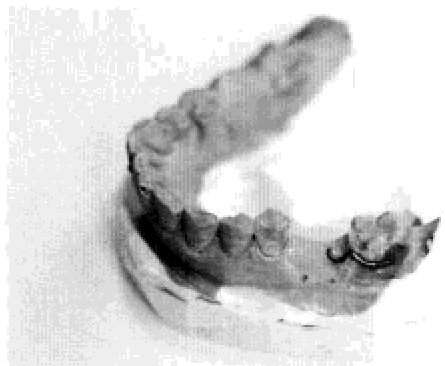
a. 需置换锻丝卡环的模型，第二磨牙颊侧卡环折断缺失



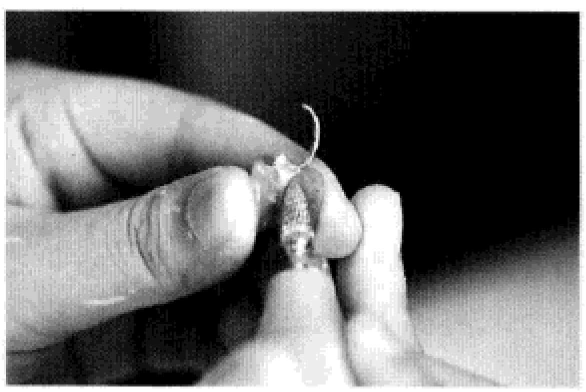
b. 弯制锻丝卡环



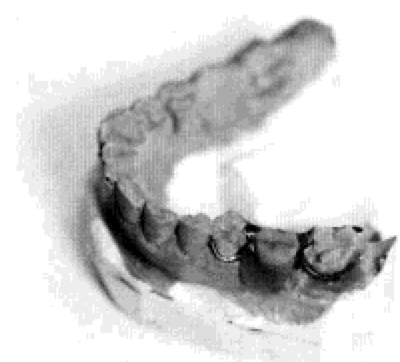
c. 完成锻丝卡环的弯制



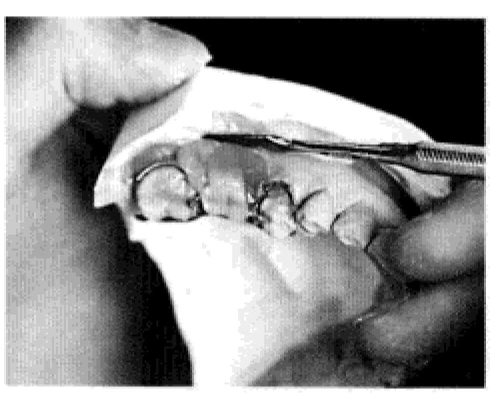
d. 取出义齿，将卡环作暂时固定



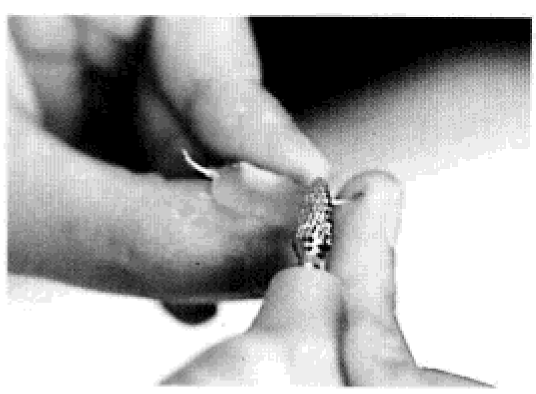
e. 在原义齿的相应部位上磨除一定树脂，为放置卡环连接体预留空间



f. 将义齿复位至模型试合



g. 自凝树脂的充填与修整



h. 待树脂固化后，对局部进行修整



i. 完成锻丝卡环的置换

图 7-7　锻丝卡环的置换步骤

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

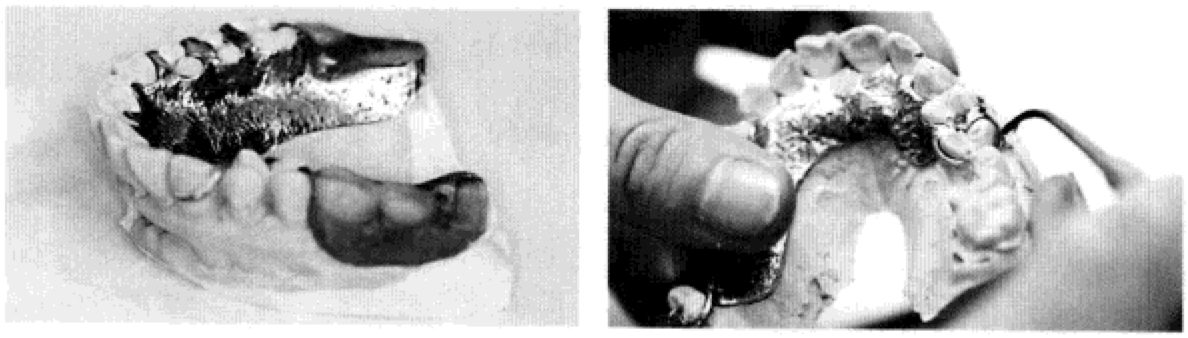
2. 激光焊接法修理

铸造卡环折断后，可采用激光焊接的方法修理，但须注意：

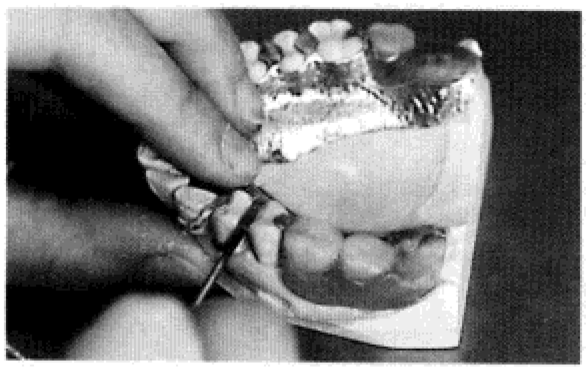
① 因牙体制备量不够而引起卡环臂折断，此时应针对该问题重新做牙体修整，以确保激光焊接后卡环折断处有足够的厚度与强度。

② 因卡环铸件缺陷导致的卡环臂折断，可直接焊接修复卡环。如预测焊接后无法保证卡环强度，应重新制作卡环蜡型，再经铸造将完成后的卡环与支架焊接。

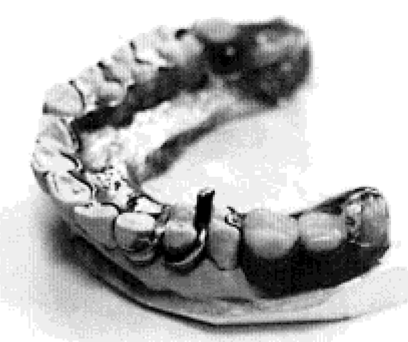
③ 具体操作时，印模及模型方法同前，在基牙模型上制作卡环臂蜡型，并铸造磨光、抛光后再与卡环体部进行激光焊接，保证足够的厚度(见图 7–8)。



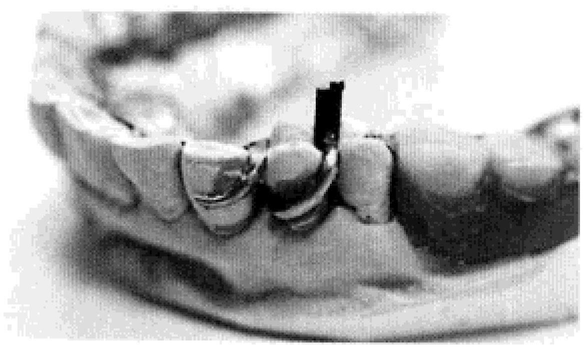
a、b. 待修理的义齿模型，4┘颊侧卡环折断缺失(正侧面)



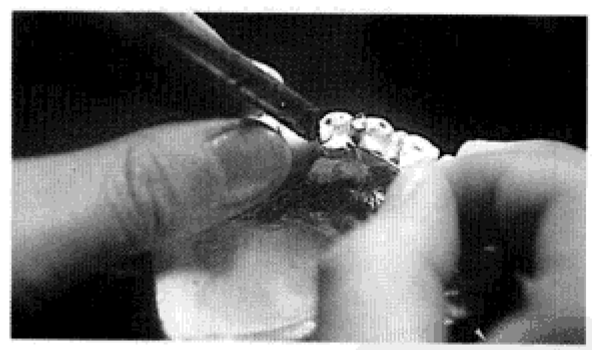
c. 用滴蜡法制作完成卡环臂蜡型



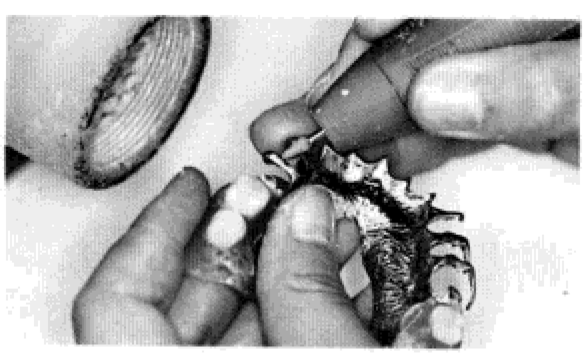
d. 通过常规方法完成卡环铸造



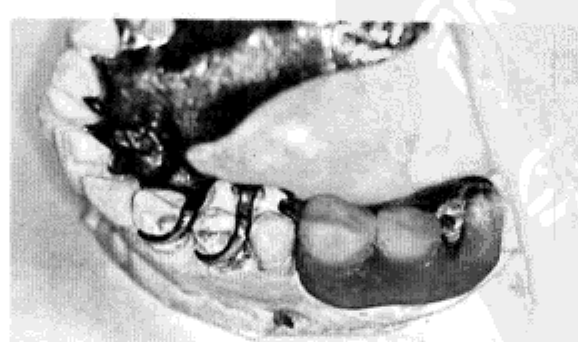
e. 将铸造卡环试合



f. 卡环臂与支架的激光焊接



g. 焊接后对卡环臂作局部修整



h. 激光焊接完成后的卡环臂

图 7–8　卡环臂折断激光焊接法步骤

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、𬌗支托折断

𬌗支托的体积虽小，但比较厚实坚固，在外力作用下，一般很少发生变形或折断，但临床上有时也会出现𬌗支托折断的情况。

（一）常见原因

1. 牙体预备量不足

𬌗支托凹牙体预备量不够，特别在基牙边缘嵴处没有提供足够的空间，造成固位体制作中𬌗支托的转角处厚度不够，当义齿受力时导致𬌗支托折断。

2. 𬌗支托强度不足，𬌗支托制作过于单薄

同时在固位体打磨、抛光后其厚度进一步变薄造成其抗力性能下降。

3. 临床调改过度

可摘局部义齿初戴过程中，由于𬌗支托造成咬合早接触，为了消除早接触，临床反复调磨其𬌗支托早接触点，造成𬌗支托变薄甚至破损和穿孔。

（二）修理方法

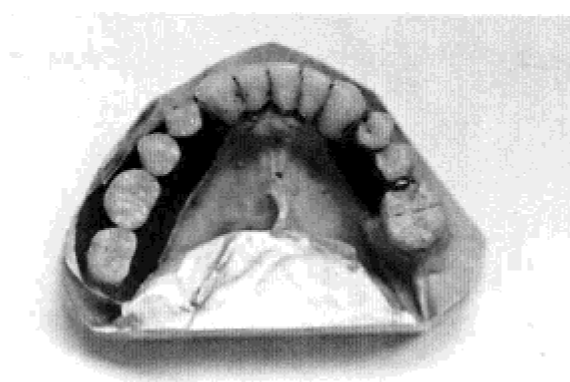
𬌗支托破损与折断一般采用激光焊接进行修理。

① 因牙体预备量不足，首先对基牙的𬌗支托凹再进行牙体预备，保证能放置𬌗支托的厚度。

② 如咬合过紧无法取得足够的𬌗支托凹深度时，可适当选磨对𬌗牙尖。

③ 义齿在口腔内正确就位、取印模，并将义齿留置于印模内，灌注取得工作模型。（方法同前）

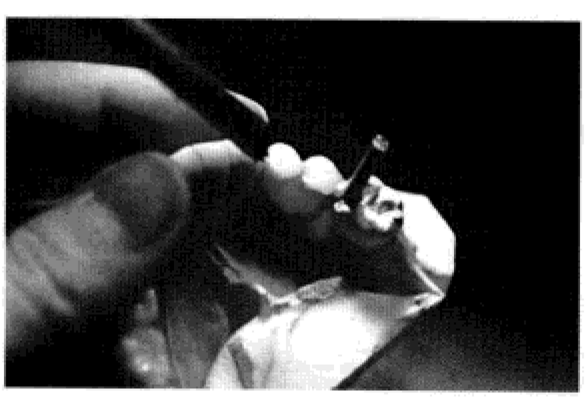
④ 在工作模型上，采用激光焊接，修补𬌗支托的破损或在原折断的𬌗支托处先制作𬌗支托蜡型，再按常规方法经铸造抛光后再与义齿支架焊接，完成𬌗支托的修理（见图 7-9）。



a. 需修理𬌗支托的义齿模型



b. 完成𬌗支托蜡型



c. 插蜡型铸道



d. 去除完成后铸件的金属铸道

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



e. 激光焊接𬌗支托　　f. 对焊接后的𬌗支托进行修整　　g. 𬌗支托修理完成

图 7-9　𬌗支托修理步骤

三、大连接体的变形或破损

可摘局部义齿的金属支架中大连接体是义齿的坚硬部分，如果按正规设计要求、常规制作和正常使用修复体，大、小连接体完全能够保证它们的坚固性并不易变形，损坏的可能性比较小。但有时也会出现大、小连接体的变形或破损。

（一）常见原因

1. 临床调改不当

在可摘局部义齿印模过程中，由于没有充分考虑口腔软组织的可让性，没有进行适当的缓冲处理，如腭部大连接体覆盖的腭隆突处骨性隆突明显，患者在义齿的使用过程中，造成该区域局部软组织的压痛甚至溃疡。复诊时，为了避免软组织受压，往往会对大连接体组织面进行调改，作缓冲处理。如调改过多，导致大连接体该区域变薄甚至穿孔，使大连接体的强度明显降低，造成义齿使用过程中大连接体变形或折断。

2. 义齿使用不当

某些患者不遵守临床医嘱，自行选磨大连接体的厚度和宽度，在外力作用下大连接体容易损坏。在使用可摘局部义齿的过程中，因某些不当外力也会造成大连接体变形。

3. 金属支架缺陷

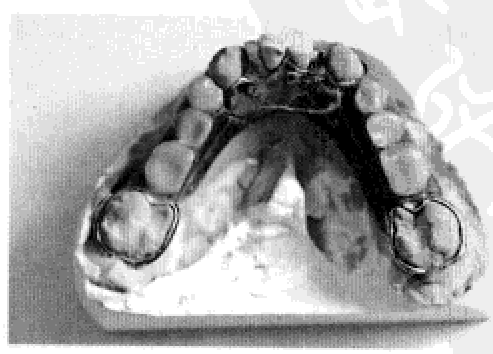
在义齿支架制作过程中，形成的金属铸件缩孔、砂眼等缺陷。铸件研磨过程造成大连接体局部厚度变薄，在以后的使用中容易引起大连接体变形或折断。

（二）修理方法

大连接体发生变形、破损和折断，应该根据其损坏程度作相应处理，主要判断依据是义齿整体稳定性、固位力及咬合关系是否已经发生改变。

1. 焊接修补法

为避免局部软组织受压，对大连接体组织面过分磨改导致大连接体的穿孔、缺损或折断，此时如果义齿戴入口内，其义齿的整体稳定性良好，尚可以通过局部修补继续使用。修补的具体步骤和𬌗支托修理相同，对穿孔处采用激光焊接修补方法。如大连接体折断，同样可以采用焊接方法修理，具体方法同前（见图 7-10）。



a. 下颌大连接体折断

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



b. 在模型上对折断处磨光面焊接固定

c. 大连接体折断处组织面焊接

d. 激光焊接后状况

e. 对焊接处进行打磨

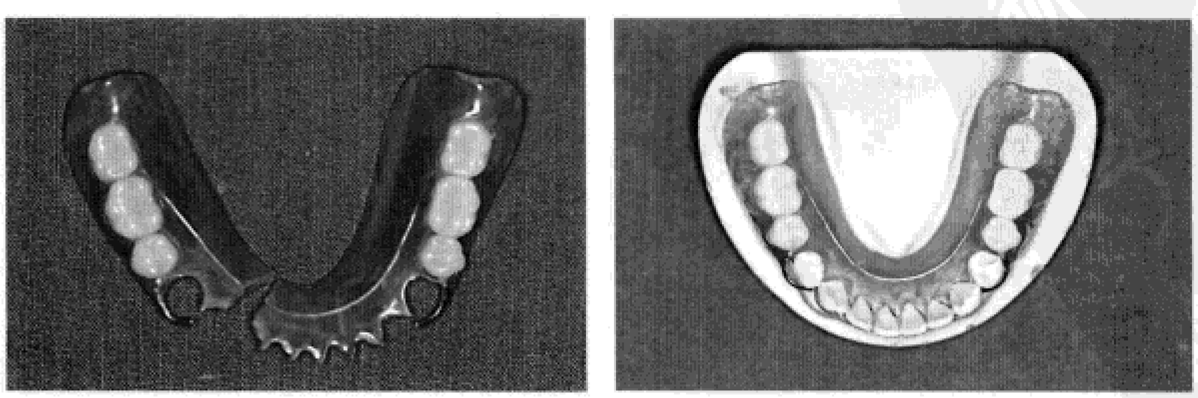
f. 对焊接处进行抛光

g. 完成修理后的原义齿

图 7–10　大连接体折断修理步骤

2. 置换大连接体

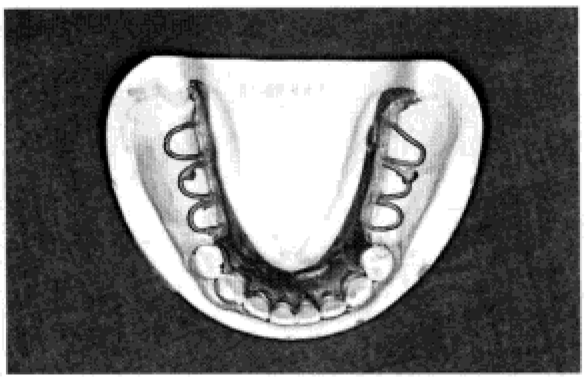
大、小连接体是可摘局部义齿的坚固部分，不易变形，一旦变形后也较难修理，此时可以尝试磨断或截除大连接体的部分或全部。如果整体义齿仍然有良好咬合关系和稳定性，可以考虑保留义齿的其他部分，制作新的大连接体，置换变形或折断的大连接体（见图 7–11）。



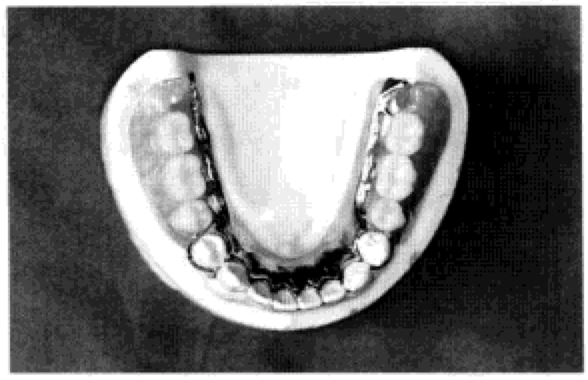
a. 可摘局部义齿修复后，树脂基托多次折断

b. 基托拼对固定后，口腔内印膜并翻制石膏模型

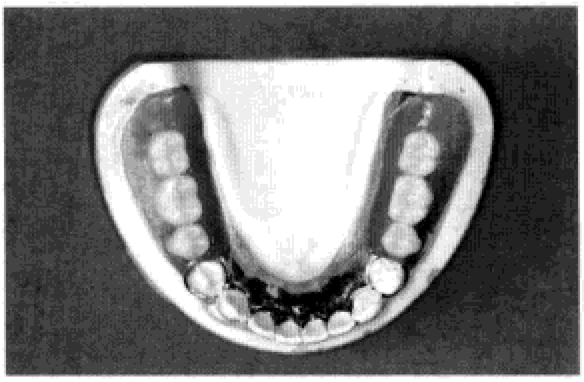
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



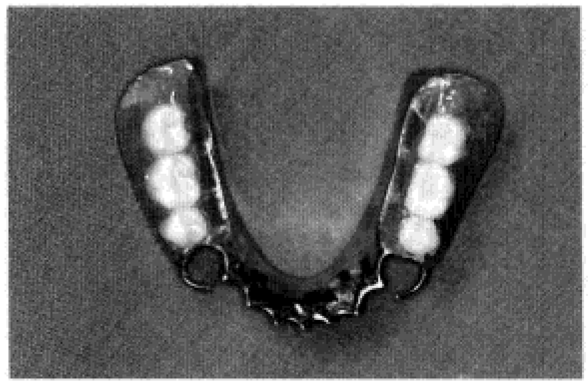
c. 在石膏模型上制作支架



d. 去除义齿的树脂基托，将原有的人工牙复位



e. 用蜡恢复人工牙与支架之间的缺损部分



f. 装盒、热处理、抛光并完成置换

图 7-11　置换金属铸造舌板的主要步骤

3. 重新制作义齿

如果大连接体变形，已经导致整个义齿稳定性发生改变，如翘动、不密合，或咬合关系不正确，此时只能重新制作义齿。

四、基托的隐裂和折断

可摘局部义齿基托的隐裂和折断也是临床常见的修复体损坏现象之一。可摘局部义齿基托分为 3 种类型，即树脂基托、金属基托和金属网加强树脂基托。本节根据基托类型不同，来讨论其常见折断原因及处理方法。

（一）金属基托折断

1. 常见原因

（1）修复体本身的缺陷

在义齿加工过程，如金属基托在铸造过程中产生的缩孔、砂眼等金属铸件缺陷，或金属基托的蜡型制作或铸件的研磨使基托某些部位厚度不够，局部薄弱，此时如义齿稳定性较差，在行使正常功能时易于折断。

（2）临床调改不当

义齿制作时没有充分考虑组织面的缓冲，如在上颌硬区、下颌隆突等处没有充分缓冲，患者戴用义齿后局部发生压痛。在做缓冲处理的过程中过分调改金属基托组织面，使得基托局部区域成为薄弱环节，在义齿使用中，不慎的外力或下沉性不稳定因素，可能造成义齿在上腭硬区、腭隆突、下颌舌隆突处产生支点，导致该处基托容易折断。

2. 处理方法

金属基托折断后，只要基托没有发生变形，义齿的固位和稳定在基托折断处经修补后不会发生变化，此折断的金属基托可以进行修理。修理的方法与大连接体类似，通过激光焊

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

接修补。

（二）树脂基托和金属网状加强树脂基托的隐裂和折断

塑料基托（丙烯酸树脂基托）是最常用的义齿组成部分，它的主要优点是制作所需设备简单，操作简易、经济，便于修补和添加。但其缺点是强度低于金属基托，而且材料为有机聚合物易老化。因此临床有时采用含金属网状结构的树脂基托，起到增加树脂基托强度的作用，但其强度仍不如金属基托。

1. 常见原因

（1）义齿设计不当

可摘局部义齿设计不合理是导致塑料基托折断的原因之一。如咬合力大，或对颌为天然牙的病例，同时上颌腭中缝处以及下颌舌隆突处骨性隆突明显，此时在修复体设计时采用树脂基托或金属网加强树脂基托因咀嚼时受力大，而且骨性隆突处易形成支点，在义齿使用过程中比较容易发生基托的隐裂和折断。

此外，树脂基托与金属支架的连接方式存在薄弱环节，树脂基托与金属支架之间易脱落分离，如图显示树脂基托与金属前腭板之间为机械连接，此连接方式降低了整体基托的强度，义齿在使用过程中连接处容易发生断裂或脱离（见图 7-12）。

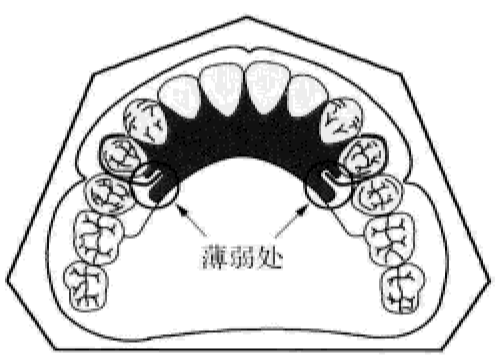


图 7-12　树脂基托与金属支架的连接处易脱离或折断

（2）义齿稳定性差

被义齿基托组织面覆盖区域的骨性隆突明显，在修复体制作中，基托组织面没有充分缓冲，骨性隆突与义齿组织面形成支点，咀嚼中义齿树脂基托或网状结构加固的树脂基托容易在支点处或沿支点线折断。另外义齿戴用数年后，基托下支持组织吸收萎缩，义齿发生一定程度的下沉，基托组织面与骨突处产生新的支点，继而出现义齿不稳定现象，有时也会发生基托在支点处隐裂和折断。

（3）基托强度不足

在修复体设计与制作过程中，树脂基托或金属网状加强的树脂基托，厚度不够或基托面积过小，以致基托无法承担和分散过大咬合力，也因基托强度不够，造成基托的隐裂和折断。

（4）临床调改不当

为了缓解基托组织面对软组织的压痛，在调改基托组织面时磨改量过多，或者为满足患者减少异物感的要求，基托范围磨改得过小过薄，使得义齿树脂基托的厚度或体积减小，降低了基托的机械强度，在义齿使用中，容易引起基托的隐裂和折断。

（5）不当外力

由于树脂基托的脆性较大，当树脂基托受到较强外力时容易折断。如义齿的意外跌落，上下颌基托中线以及基托的边缘部分，尤其是唇颊侧基托容易碎裂折断。金属网状加强的树脂基托区也会产生隐裂，往往金属网状还保持完整，而树脂部分已经断裂并有一定的动度。

2. 处理方法

树脂基托修理前应该明确基托折断的原因，不能简单地修补，否则同样的问题仍会再次发生。

① 因殆力引起的基托折断，一般应该改变修复体的基托设计，将树脂基托或金属网加强的树脂基托改为金属基托，避免基托再次、甚至反复折裂。

② 因支点引起的基托折断，如有支点存在，支点处基托组织面充分缓冲的同时，还应该在相应基托磨光面做加厚处理，可以适当添加加强金属丝或金属网，不能简单缓冲支点处基托，造成基托变薄而再次折断。

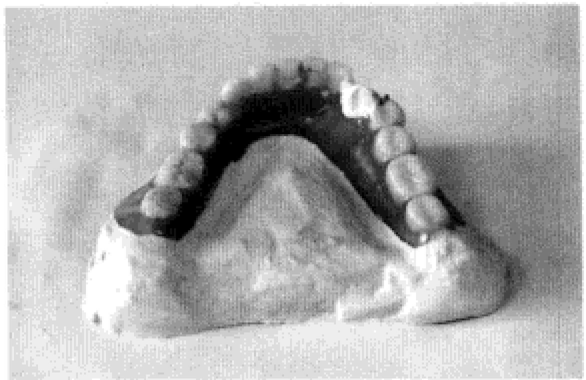
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

③基托隐裂和折断一般有 3 种情况，基托未完全折断，有隐裂线；基托折断处能拼对准确；基托折断处无法准确拼对。各类情况基托修理方法有所不同。

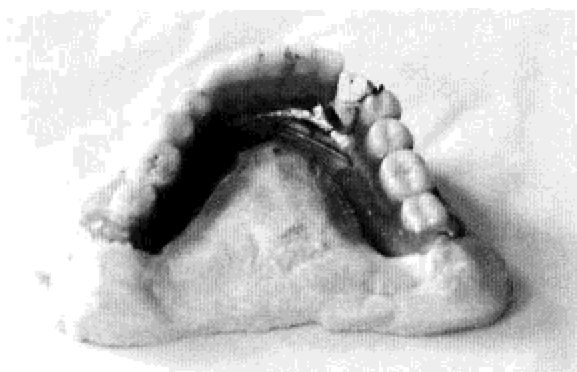
A. 树脂基托或金属网加强树脂基托仅有隐裂线、未完全折断者，可在义齿组织面直接灌注石膏进行基托修理（见图 7-13）。



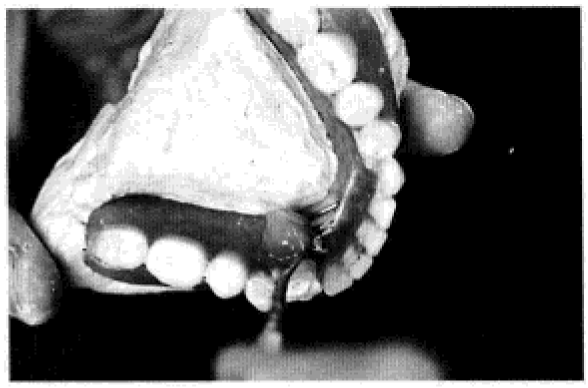
a. 义齿基托隐裂



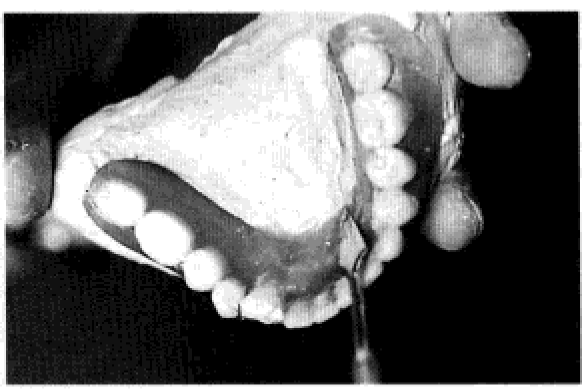
b. 在组织面灌注石膏，待其硬固



c. 磨去隐裂处的树脂基托并增加金属加强杆



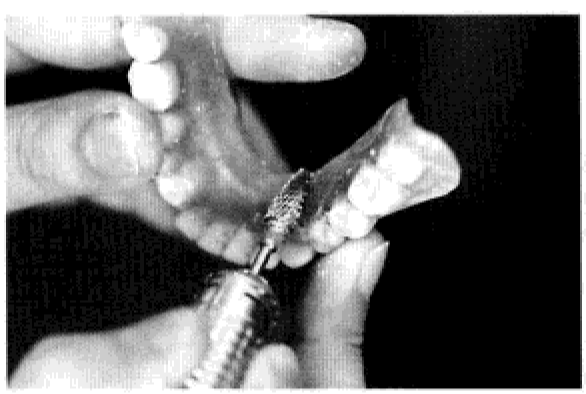
d. 基托表面溶胀，并放置热凝树脂



e. 修整义齿基托磨光面形态



f. 加压并热处理



g. 义齿表面磨光



h. 义齿表面抛光

图 7-13 树脂基托隐裂的修理步骤

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

B. 基托折断但无残缺，拼接稳定准确，修理方法基本相似，应预先用黏结蜡将基托折断处正确黏结固定（见图 7-14）。

a. 在基托磨光面折断处，用黏接蜡将其固定。

b. 在基托组织面灌注模型石膏，待其硬固。

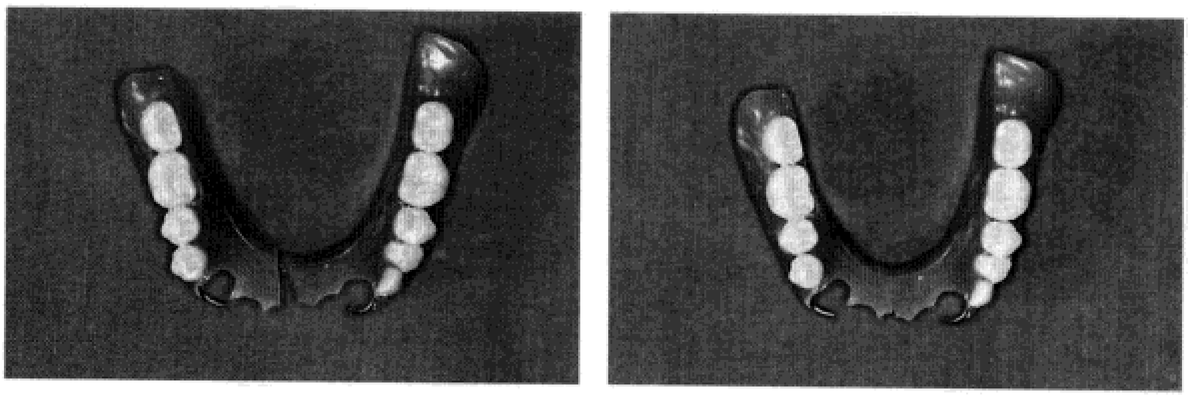
c. 待模型石膏硬固后，去除基托折断处的黏结蜡。

d. 沿裂纹两侧磨除少许树脂，深度应穿透基托达石膏表面，但注意不可损坏石膏。

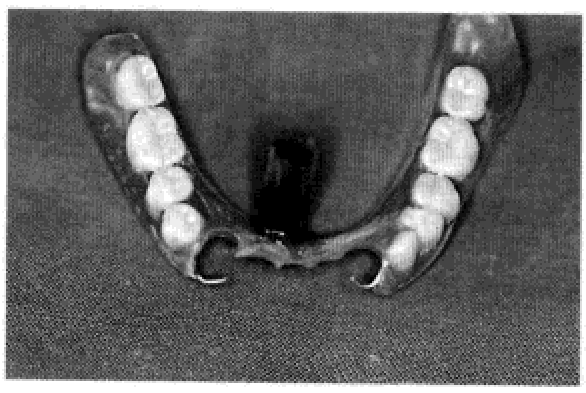
e. 树脂基托经磨除后，在其新鲜打磨的表面上滴少许单体溶胀。

f. 放置加强丝，应至少放置两根加强丝，放置方向应与裂纹垂直。

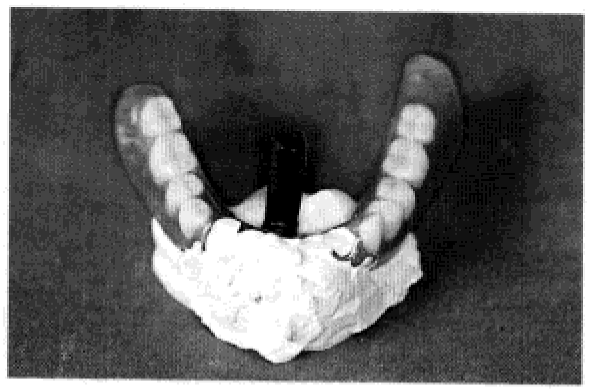
g. 最后以自凝树脂或热凝树脂修接。



a、b. 可摘局部义齿基托折断但无残缺，拼接稳定准确



c. 预先用黏结蜡将基托折断处黏结固定



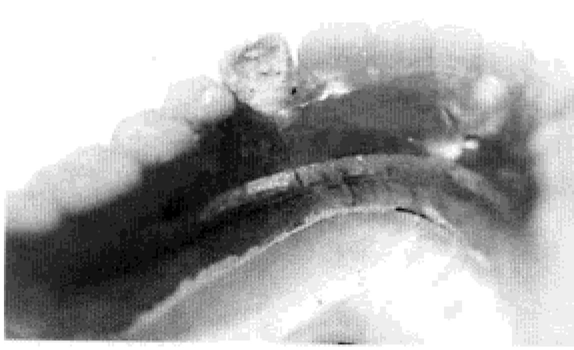
d. 灌注石膏去除黏结蜡后，进一步修理

图 7-14　基托折断，拼接稳定准确时的修理要点

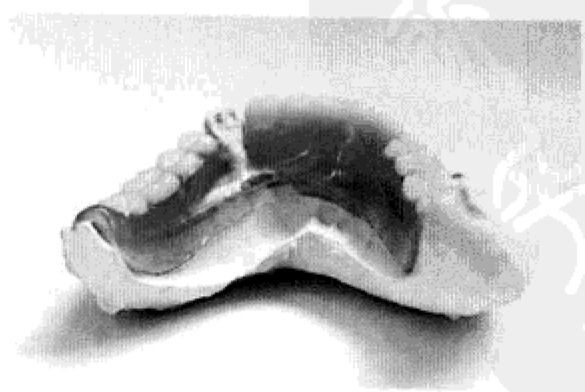
C. 树脂基托或金属网加强树脂基托折断，并伴有缺损、对接不稳定的情况，此时的修理方法（见图 7-15）。

a. 应将折断的义齿戴入口腔中，并保持义齿正确的就位位置。

b. 取少量自凝树脂或光固化树脂，在口内做暂

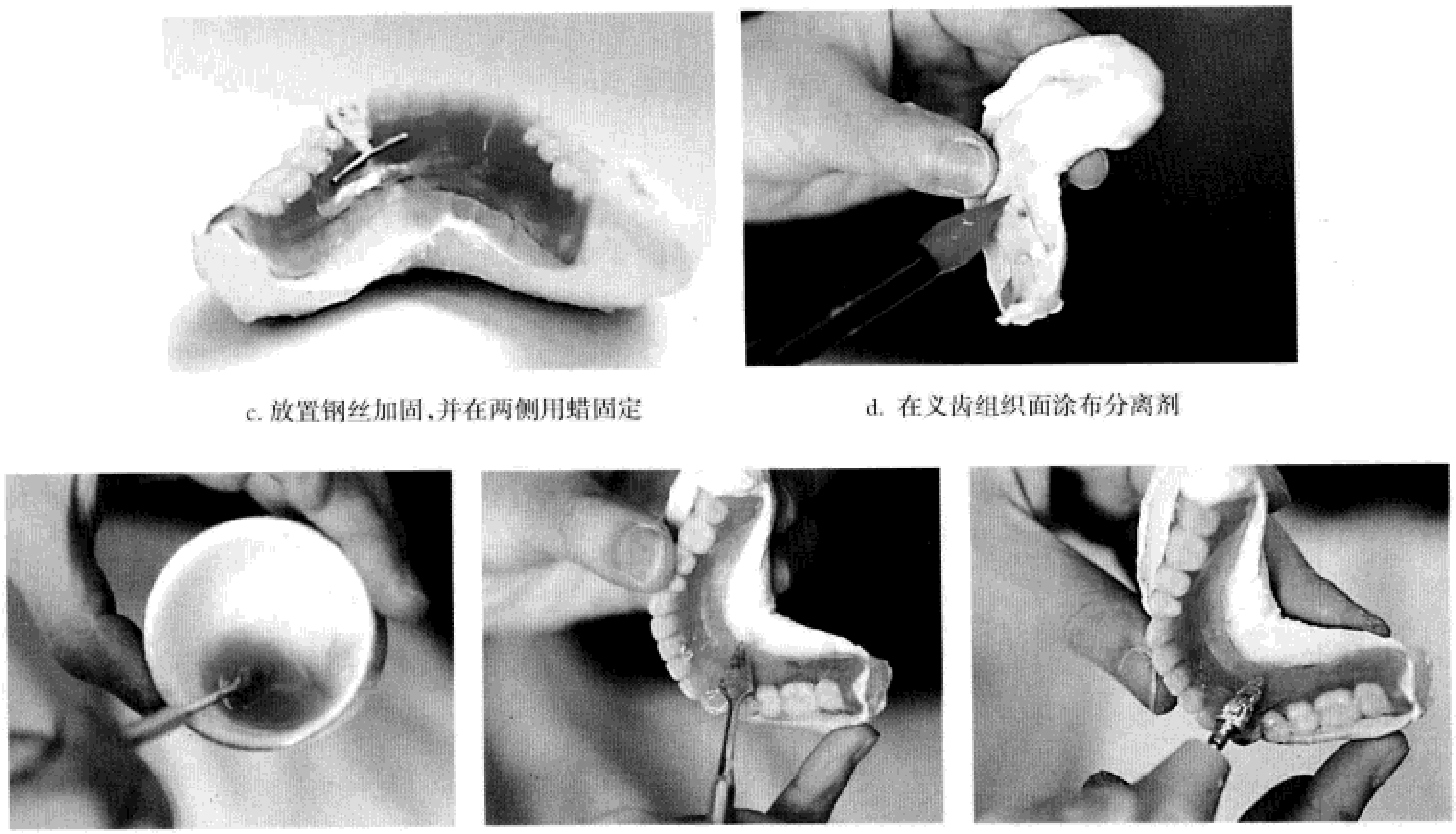


a. 基托折断，拼对不稳定，口腔内取模后，灌注石膏模型



b. 将树脂基托折断处两侧磨除少许，暴露新鲜的断面

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



c. 放置钢丝加固，并在两侧用蜡固定　　d. 在义齿组织面涂布分离剂

e. 调制自凝树脂　　f. 在基托折断面充填树脂　　g. 待树脂硬固后打磨抛光

图 7-15　树脂基托折断处拼对不稳定的修理步骤

时性黏结和固定。并要求患者做正中咬合，正确的咬合关系可以辅助定位。

c. 待树脂硬固后，确认可摘局部义齿就位是否正确，然后从口内取出义齿。

d. 按图 7-9 相同的步骤，在义齿组织面灌注石膏，并在口腔外修理。

修理完成，抛光后，在患者口腔内试戴，观察基托是否密合及咬合关系，必要时稍作调整。

五、人工牙的脱落与折断

临床上可摘局部义齿前牙区的人工牙有时会发生脱落与折断，其因素多数由于承受过大的外力或修复体制作过程中操作不当造成。

（一）常见原因

1. 𬌗力因素

可摘局部义齿前牙区人工牙在咀嚼时遇到瞬间的过大𬌗力，会导致人工牙的折断。

2. 修复体制作时操作不当

① 在义齿制作过程中，装盒时在石膏表面涂布分离剂操作不慎，分离剂涂布于人工牙与树脂基托的结合面。使人工牙与基托树脂结合不佳，在义齿的使用过程中人工牙多数会脱落。

② 在人工牙排列时人工牙盖嵴部分应该适当打磨，装盒充填时树脂单体对其充分溶胀，使得人工牙与基托树脂牢固结合。如未对人工牙盖嵴部进行打磨和单体溶胀，不利于人工牙与树脂的结合，人工牙容易脱落。

③ 树脂充填时机不合适

可摘局部义齿制作，在去蜡、填塞树脂及热处理步骤中，热凝树脂的溶胀经历湿砂期、稀糊期、黏丝期、面团期、橡胶期直至坚硬期。面团期，也称填塞期，是最适宜填塞的时期，此时树脂有丝而不黏，在压力下有一定的流动性和

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

可压缩性。树脂充填时机不合适，如在面团期的后期和橡胶期进行充填，都会影响人工牙与树脂基托的化学结合强度，导致义齿使用中人工牙的脱落。

(二)修理方法

人工牙脱落与折断修理有两种方法,即直接法和间接法。

1. 直接法修理

是指可摘局部义齿戴入口腔内直接修理,使人工牙重新与树脂基托形成良好的结合，大致步骤如下：

① 先将折断或脱落的人工牙与基托结合面处进行少许磨除，然后在该处表面用树脂单体溶胀。

② 用自凝树脂将人工牙黏结于基托上，把可摘局部义齿戴入患者口腔中，并嘱患者正中咬合，保持至树脂固化。

③ 磨除处理部位多余树脂，将可摘局部义齿再次戴入患者口腔,调整咬合,包括正中殆及非正中殆。避免早接触导致人工牙再次脱落。

④ 最后将修理处做磨光、抛光处理。

如人工牙折断无法使用折断的人工牙,需重新选配人工牙,选择人工牙时尽量与邻牙颜色形态协调,修理方法相同。

直接法适用于个别人工牙的修理,优点是便捷和准确,并可以减少患者的复诊次数。

2. 间接法修理

即在口腔内印模后，由技工室完成修理工作。其中采用自凝树脂修理的具体步骤如下：

① 可摘局部义齿在口腔内正确就位，确保其稳定性。

② 取印模，印模后可摘局部义齿应该随印模一起从口腔内取出,置于其组织面。灌注石膏模型,待模型硬固后,将此模型送至加工室。

③ 如果不能使用原人工牙，须按临床要求选配人工牙。

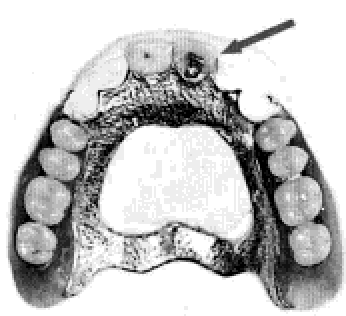
④ 将人工牙与基托结合处表面磨除少许,并对该表面进行树脂单体溶胀。

⑤ 用自凝树脂将人工牙黏结于基托上，保持至树脂固化。

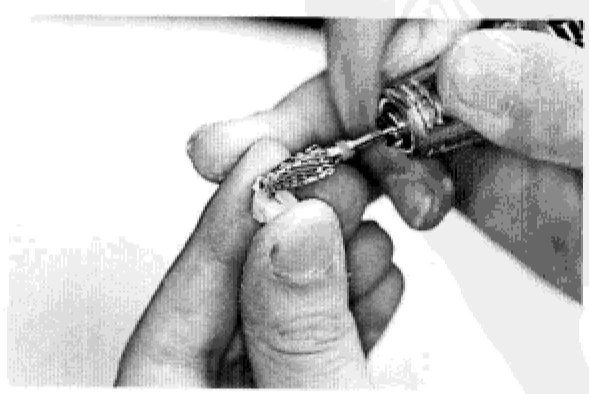
⑥ 从石膏模型上取下义齿，为了确保不损坏义齿有时可以先破坏石膏模型。对义齿修理处进一步磨光与抛光处理。

⑦ 将已修理的义齿戴入患者口腔,调整咬合,包括正中殆及非正中殆。避免早接触导致人工牙再次脱落。

可摘局部义齿人工牙脱落或折断，使用间接法修理时还可以采用热凝树脂热处理的方法。主要适用于多个人工牙需要修理,或同时伴有树脂基托的缺损、改建等情况(见图7-16)。

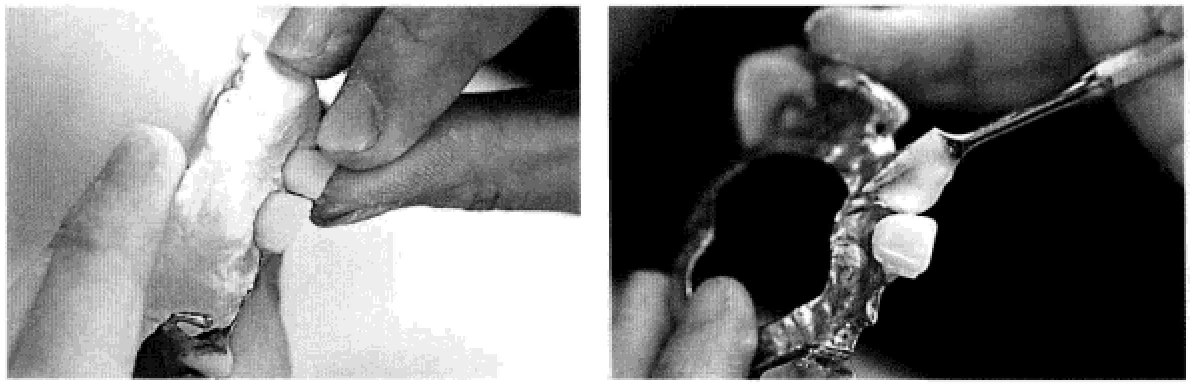


a. 上颌可摘局部义齿人工牙脱落

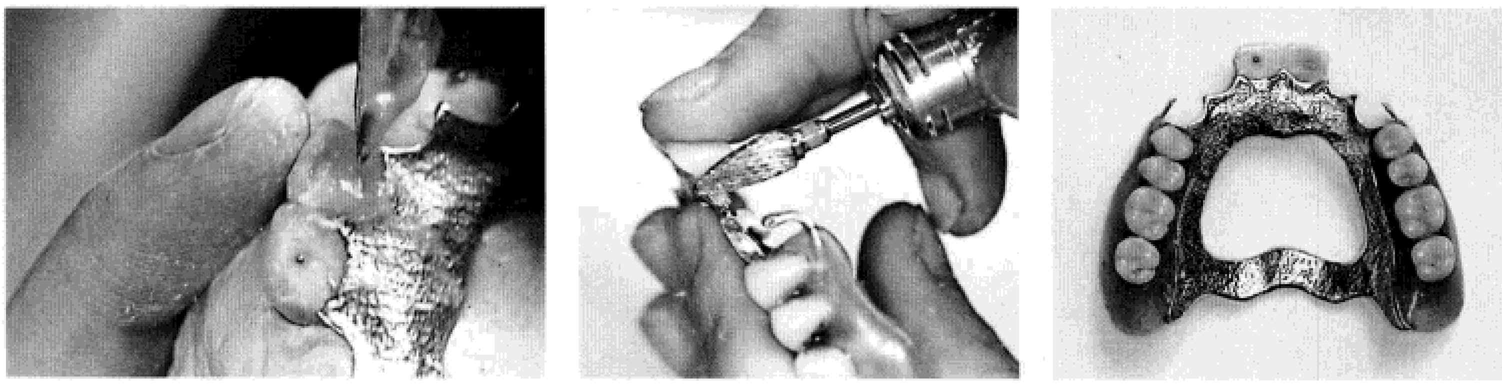


b. 人工牙选磨,暴露新鲜的接触面

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



c. 人工牙面试合　　d. 调制自凝塑料置于固位钉周围



e. 将牙面置于义齿上，初步修整其形态　　f. 待自凝树脂硬固后，磨除多余的树脂　　g. 抛光并完成牙面脱落的修理

图 7-16　间接法修理人工牙脱落的方法

六、人工牙的添加

可摘局部义齿戴用一段时间后，患者余留牙可能因某些原因拔除。经临床检查原义齿仍有使用价值，或患者要求利用原有义齿，可以考虑在原义齿上添加人工牙。与重新制作新义齿相比，改建旧义齿操作较为简单，患者适应期短，而且经济上也比较节省。

根据牙位及其与义齿的关系，经可摘局部义齿修复后，天然牙再度缺失一般有两种情况：即非基牙和基牙缺失。

（一）非基牙缺失

非基牙缺失是指可摘局部义齿修复后，因各种原因再度缺失的天然牙，在义齿结构、设计中不涉及其支持和固位，即丧失的天然牙在原义齿的使用中不承担固位支持等功能，该牙拔除后，原义齿不会下沉，也不会使其固位力下降。

非基牙缺失后只需对原义齿进行简单添加即可继续使用，在这类义齿的改建中应注意到两个问题：

1. 固位钉的制作

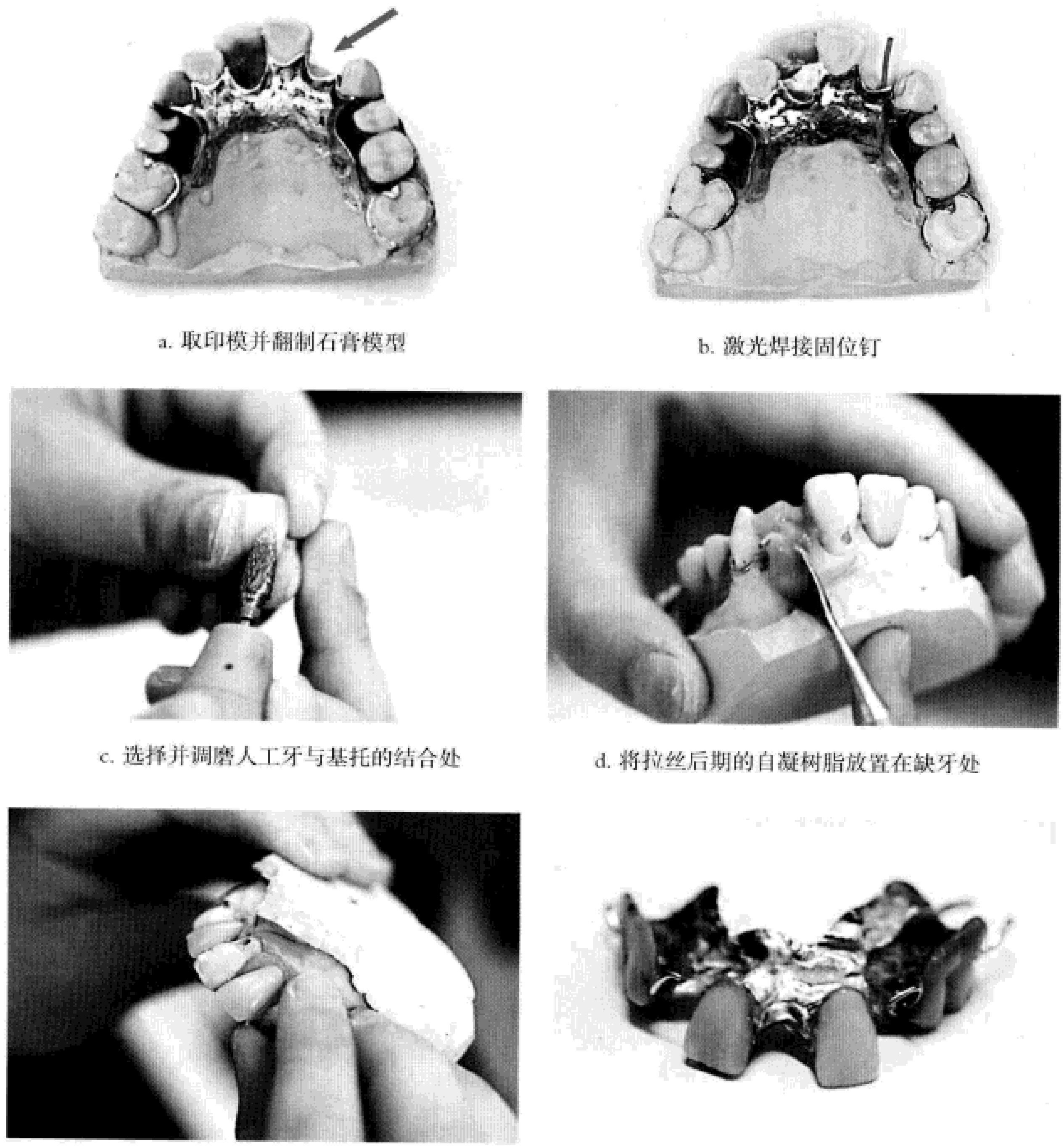
树脂基托与人工牙为牢固的化学性结合。而在可摘局部义齿金属支架上添加人工牙，须重新在添加人工牙的金属支架处制作固位钉，可让人工牙与金属支架之间有牢固的物理结合，固位钉的添加方法一般采用先雕蜡型再铸造后通过激光焊接完成（见图 7-17）。

2. 基托改建

如果添加人工牙的同时还需要延伸树脂基托者，如缺失范围较局限，可按临床要求用自凝树脂完成局部改建。如对基托改建的范围较大者，对添加的人工牙进行排列，同时按要求雕塑改建的基托

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

蜡型，再装盒充填，以热凝树脂制作，最终完成人工牙的添加和基托改建。在邻近拔牙区的原基托组织面，因牙槽骨的吸收和改建，往往也需要重新对树脂基托进行加衬。



a. 取印模并翻制石膏模型

b. 激光焊接固位钉

c. 选择并调磨人工牙与基托的结合处

d. 将拉丝后期的自凝树脂放置在缺牙处

e. 把人工牙排列在缺牙区

f. 待树脂固化后，进行打磨抛光，完成人工牙的添加

图 7-17　在可摘局部义齿上添加人工牙的步骤

（二）基牙缺失

在原义齿中承担固位或支持作用的基牙因某种原因拔除后，原义齿可能产生一些变化，一般可摘局部义齿需重新设计和制作。但由于某些因素，如暂时将原义齿作为过渡性义齿等，可以考虑先对原有义齿进行改建。

如改建原有义齿，在对缺失牙区添加人工牙的同时，尚须重新考虑义齿的支持、固位等。因为基牙的缺失会伴随原义齿在该基牙上固位体的作用丧失，义齿的固位力和稳定性受到影响，因此在此类情况下添加人工牙的同时，更重要的是重新选择基牙并制作固位体，为改建后的义齿重新获得固位和支持。在添加人工牙的修理和制作中应注意：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

① 一般选择缺失基牙邻近的天然牙作为基牙，再添加固位体。

② 固位体设计和制作中应充分考虑原义齿的整体就位道，导平面的方向等，使修理后的义齿仍有共同的戴入及摘除方向。

③ 因基牙缺失而形成末端游离缺失，在添加人工牙时必须采取使修理后的义齿能保持固位力和稳定性的措施。

基牙缺失的修理方法同人工牙脱落和添加卡环相似。

七、基托的重衬

随着可摘局部义齿戴用时间的推移，患者口腔软硬组织会发生一些增龄性变化，如局部牙槽嵴吸收，造成基托组织面与黏膜间不密合，食物嵌塞、滞留。特别在末端游离的病例，牙槽骨吸收会造成义齿下沉，咀嚼时咬合接触不良，导致咀嚼效能下降。同时牙槽骨的不均匀吸收还会造成义齿的翘动及压痛。此时基托是否能够重新加衬来恢复义齿的稳定性，视基托类型而定。金属基托无法做加衬修整，只能重新对牙列缺损修复进行设计和义齿制作。树脂基托和金属网加强树脂基托，在修复体整体结构情况尚可，基托树脂未老化的情况下，重衬是改建义齿的有效方法。

（一）可摘局部义齿重衬的基本方法

可摘局部义齿重衬的基本方法包括直接法与间接法，分别叙述如下：

1. 直接法重衬

直接法重衬是指直接在患者口腔内，采用自凝树脂加衬组织面的方法。直接法重衬适用于垂直距离稳定，咬合关系良好的病例，尤其适用义齿基托局部区域不密合的情况。直接法重衬的步骤（见图7-18）：

① 重衬之前可以用硅橡胶进行基托与黏膜之间的密合度测试，判断不密合的程度和范围。

② 磨削一层义齿基托组织面，基托边缘少量磨除，为重衬材料预留一定的空间，在加衬过程中使材料可以充分流动，避免局部区域的组织受力过大，同时提供的空间能保证加补材料的厚度。

③ 从义齿基托边缘至颊侧、舌侧磨光面以及人工牙处，涂布润滑剂或贴胶带，防止加衬材料流至该区域，破坏原有基托抛光面的光滑及正确的形态。

④ 按加衬材料的要求正确调制材料，吹干义齿基托加衬区域，用小刷子蘸少许单体或黏结剂（根据材料操作步骤要求而定），涂布于该区域，有利于增加黏结强度。

⑤ 清洁口腔，用石蜡油涂布于口腔黏膜重衬区，避免某些加补材料聚合时产生的热量灼伤黏膜（视材料而定）。

⑥ 按加衬材料要求，在最适合期把已调制的材料置入义齿基托加衬区组织面，并将义齿戴入患者口腔中，并进行肌功能修整，达到良好的功能状态。

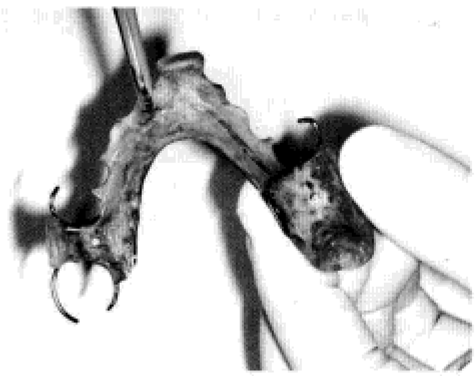
⑦ 在加衬材料尚未完全固化前应迅速将义齿取出口腔，修剪明显溢出的多余材料，并迅速将义齿再戴入口内。应该注意硬质基托加衬材料，在树脂固化前需迅速、多次地摘戴义齿，一定程度上可避免因加衬树脂渗入基牙倒凹，造成修复体摘出困难。

⑧ 待加衬材料完全固化后从口内取出。按材料的要求对表面再进行处理。如吹干重衬表面，涂布一层甘油防止单体挥发造成表面失去光泽等。

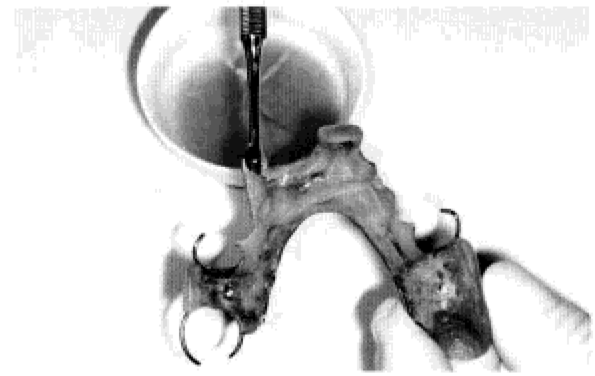
⑨ 某些衬垫材料需将义齿放入装有温水的压力锅内在加压状态下，使其加速聚合使材料更为致密。

⑩ 最后待衬垫材料完全固化和稳定后去处多余的材料，进行修改并抛光。

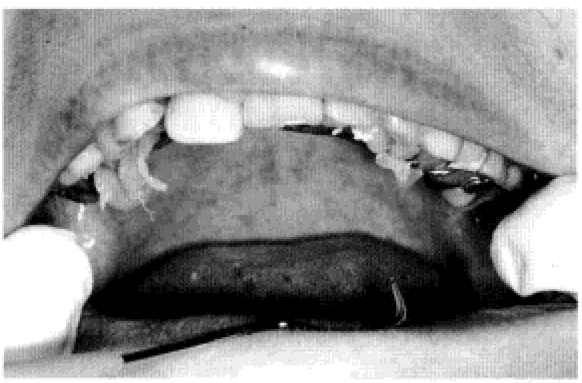
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



a. 在义齿组织面涂布单体以溶胀



b. 在拉丝后期将自凝树脂涂布于组织面



c. 将义齿置入患者口腔



d. 待树脂硬固后从患者口腔中取出



e. 去处多余树脂，修整边缘完成重衬

图 7–18　可摘局部义齿的直接法重衬

2. 间接法重衬

间接法重衬是指将可摘局部义齿戴入口腔内取印模，翻制石膏模型，而后在石膏模型上采用热凝树脂或自凝树脂（硬质或软质）进行义齿基托加衬的方法。

间接法重衬适用范围较广，如软组织倒凹明显或者需要进一步调整患者垂直距离、咬合关系等情况。另外患者不接受直接法重衬或对加衬材料聚合过程中有过敏者，也应采用间接法重衬。

间接法重衬的步骤：

① 与直接法相同，对基托组织进行磨削，另外基托组织面需缓冲区域也要适量磨除，应保证有充分间隙。

② 调制基托组织面测试剂（硅橡胶类），并置于义齿组织面，将义齿戴入口腔内，然后再取印模。

③ 待印模材料聚合后，将义齿连同印模从口腔内取出，修剪多余溢出的印模材料，并灌注石膏模型。

④ 待石膏模型固化后，从模型上取出修复体，去除基托组织面的测试材料。然后再将修复体戴入模型上复位，按各种基托加衬材料的常规操作方法进行装盒、充填、热处理（根据材料而定）和打磨抛光等步骤，完成基托组织面间接法重衬。

（二）基托重衬临床指征

一般而言，义齿支持形式不同，基托需加衬的临床指征有所区别：

1. 牙支持式义齿

牙支持式可摘局部义齿，支持作用完全依靠基牙获得。复诊时发现需要重衬的原因主要为牙槽骨吸收，义齿与口腔组织之间出现缝隙，引起患者食物嵌塞等不适。

2. 混合支持式义齿

牙、黏膜共同支持式可摘局部义齿随使用

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

时间的推延，缺牙区牙槽骨会发生吸收萎缩，与末端基托组织面之间产生间隙，复诊时临床检查发现义齿有明显翘动，这就是需要进行重衬的指征，此时应及时处理，否则长此以往，失去基托下组织良好的支持，基牙会产生创伤或移位。

3. 黏膜支持式义齿

黏膜支持式可摘局部义齿戴用一段时期后，义齿基托下支持组织会发生吸收和萎缩，引起义齿的整体下沉，有些患者还会发生垂直距离的改变。在复诊检查中可发现正中咬合时人工牙与对殆牙之间出现间隙，患者主述咀嚼效率下降；义齿有翘动、摆动等不稳定症状；基托下局部软组织压痛，特别在骨突区黏膜充血或溃疡，骨突区引起支点，义齿产生不稳定；义齿下沉，引起余留牙创伤等。这些都是需要基托组织面重衬的指征。

参考文献

1 Al-Jabrah O A, Al-Shumailan Y R. Prevalence of temporomandibular disorder signs in patients with complete versus partial dentures. Clin Oral Investig, 2006, 10: 167-173.

2 Aridome K, Yamazaki M, Baba K, et al. Bending properties of strengthened Ti-6Al-7Nb alloy major connectors compared to Co-Cr alloy major connectors. J Prosthet Dent, 2005, 93: 267-273.

3 Ben-Ur Z, Matalon S, Aviv I, et al. Rigidity of major connectors when subjected to bending and torsion forces. J Prosthet Dent, 1989, 62: 557-562.

4 Chai J, Takahashi Y, Takahashi T, et al. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. Int J Prosthodont. 2000, 13: 112-116.

5 Devlin H. Immediate addition to acrylic partial dentures. Br Dent J. 1995, 178: 309-311.

6 Frank R P, Brudvik J S, Noonan C J. Clinical outcome of the altered cast impression procedure compared with use of a one-piece cast. J Prosthet Dent, 2004, 91: 468-476.

7 Green L K, Hondrum S O. The effect of design modifications on the torsional and compressive rigidity of U-shaped palatal major connectors. J Prosthet Dent, 2003, 89: 400-407.

8 Ivanhoe J R, Plummer K D. Removable partial denture occlusion. Dent Clin North Am, 2004, 48: 667-683.

9 Keltjens H M, Mulder J, Kayser A F, et al. Fit of direct retainers in removable partial dentures after 8 years of use. J Oral Rehabil, 1997, 24: 138-142.

10 Livaditis G J. Repair with a surveyed cast clasp while patient retains the partial denture. J Prosthet Dent, 1997, 77: 624-629.

11 Massad J J, Cagna D R. Relining extension-base removable partial dentures. Compend Contin Educ Dent, 2002, 23: 24-29.

12 McCord J F, Grey N J, Winstanley R B, et al. A clinical overview of removable prostheses: 2. Impression making for partial dentures. Dent Update, 2002, 29: 422-427.

13 McCord J F, Grey N J, Winstanley R B, et al. A clinical overview of removable prostheses: 3. Principles of design for removable partial dentures. Dent Update, 2002, 29: 474-481.

14 McCord J F, Grey N J, Winstanley R B, et al. A clinical overview of removable prostheses: 5. Diagnosis and treatment of RPD problems. Dent Update, 2003, 30: 88-94, 96-97.

15 Mou S H, Chai T. The pontic-splinted procedure for tooth and denture base additions in denture repair. J Prosthet Dent, 2001, 85: 126-128.

16 马轩祥. 口腔修复学. 第5版. 北京：人民卫生出版社，2003.

17 Nishigawa G, Maruo Y, Okamoto M, et al. Effect of adhesive primer developed exclusively for heat-curing resin on adhesive strength between plastic artificial tooth and acrylic denture base resin. Dent Mater J, 2006, 25: 75-80.

18 Payne S H. A comparative study of posterior occlusion. J Prosthet Dent, 2005, 94: 309-312.

19 Polyzois G L. Reinforcement of denture acrylic resin: the effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance. Eur J Prosthodont Restor Dent, 1995, 3: 275-278.

20 Prapotnich R, Domken O. Impressions in removable partial dentures. Rev Belge Med Dent, 2001, 56: 204-215.

21 Sandu L, Faur N, Bortun C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. J Prosthet Dent, 2007, 97: 39-44.

22 Sato Y. Clinical methods for adjusting retention force of cast clasps. J Prosthet Dent, 1999, 82: 557-561.

23 Schneider R L, Curtis E R, Clancy J M. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave-or heat-processed denture base. J Prosthet Dent, 2002, 88: 145-150.

24 Suzuki Y, Ohkubo C, Abe M, et al. Titanium removable partial denture clasp repair using laser welding: a clinical report. J Prosthet Dent, 2004, 91: 418-420.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

25 Szabo G, Csere T, Janko L, et al. Bonding strength and fracture resistance of artificial teeth in dental prostheses.Fogorv Sz, 1995, 88: 251–259.

26 Walmsley A D. Acrylic partial dentures. Dent Update, 2003, 30: 424–429.

27 Williams D R, Chacko D, Jagger D C, et al. Reline materials — handle with care? An investigation into the effect of varying the powder/liquid ratio on some properties of auto-polymerising acrylic resin materials. Prim Dent Care, 2001, 8: 151–155.

PDG

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第八章　可摘局部义齿相关的基础研究

可摘局部义齿虽然是一种传统的修复方式，但是随着科技的进步，其制作方法、设计理念等方面却在不断推陈出新。临床修复方法的进步与其相关的基础研究是相辅相成、密不可分的。本章将简要介绍与可摘局部义齿相关的基础研究。

第一节　国内、外人群牙齿缺失率及修复情况调查

通过对人群缺牙情况的调查，可以对某个地区或某个国家人群的口腔健康状况、人群的口腔保健意识、人群的年龄结构，以及该地区或国家口腔医生的执业培训和口腔卫生宣教工作等情况有更好的认识，从而能够做到保持优势，弥补不足。并且在某种程度上亦可反映某个地区或国家的经济发展状况。

一、国内人群缺牙及修复情况调查

（一）我国北京及东部、南部地区调查情况

北京市地区调查情况：1987 年，调查 2 191 名老年人显示：牙列缺损率为 77.95%，缺失率为 12.55%，牙列缺损修复率为 34.60%，牙列缺失修复率为 87.10%；2003 年，对 4 264 人调查结果显示，中青年人口（35~44 岁）牙列缺损率为 37.10%，老年人口（65 岁以上）为 68.50%。上海市地区调查情况：2001 年，调查 425 例人群发现其牙齿缺失率为 85.80%，缺损修复率为 40.24%，其中可摘局部义齿修复的合格率为 4.38%；2004 年，对不同年龄人口 853 例调查显示，牙齿缺失率为 74.91%，缺牙修复率为 42.44%。广东省调查情况：2002 年，对 636 例中青年人群调查显示：牙齿缺失率为 1.23%，修复率为 32.62%。2001 年，对深圳市 3 420 例人群（20~70 岁）调查显示牙齿缺失率为 23.94%，缺损修复率为 42.20%。1999 年，对珠海市 1 467 例 50 岁以上人群调查，其牙齿缺失率为 72.28%，修复率为 49.18%。2006 年，对江苏省无锡市地区健康人群 4 710 例调查显示，牙齿缺失率为 37.32%，缺牙修复率为 37.32%。同年，对南京市老年人口调查的牙齿缺失率为 86.75%。

（二）我国中部、西部地区调查情况

河南省调查情况：2005 年，对 2 320 例人群调查显示：总牙齿缺失率为 52.54%，总修复率为 52.58%。其中，城市人口牙齿缺失率为 54.61%，农村人口牙齿缺失率为 50.47%，城市人口缺牙修复率为 59.78%，农村人口缺牙修复率为 44.79%。2001 年，四川省泸州地区 603 例 60 岁以上人群调查显

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

示：牙齿缺失率为 49.27%，修复率为 44.94%。2004 年，对贵阳市 1 280 例 55 岁以上人群调查显示：牙齿缺失率为 93.13%，修复率为 86.66%。

（三）口腔流行病学抽样调查

1999 年，第二次全国口腔健康流行病学抽样调查 23 452 例，显示我国平均牙列缺损率为 77.89%，平均修复率为 70.92%，其中无牙颌率为 10.51%，调查还显示 33~44 岁年龄组的人和 65~74 岁的老年人需要可摘性局部义齿修复者分别是 3.67%和 29.08%。对牙列完整性调查结果显示，这两个年龄段的人分别占 63.6%和 11.60%，这些资料显示中国 35 岁以上的人口需要修复性义齿的人数为 2.25~3.5 亿。

从以上对我国不同地区及不同时间以及不同人群的调查情况分析，各年龄组牙齿缺失的数量与年龄呈正比，与性别无明显相关性。虽然不同地区，甚至同一地区不同人群的调查结果相异，但总体看来，近年来牙齿的缺失率呈下降趋势，缺失牙修复率有所提高。

二、国外人群缺牙情况调查

1996 年，英国学者调查 2 280 例 60 岁以上人群，结果显示英国南部人群的牙齿缺失率为 33%，英国北部人群的牙齿缺失率为 57%，这主要与生活环境及生活条件有关。1997 年，瑞典学者研究显示 60 岁以上人群的牙齿缺失率为 40%，1989 年，瑞典全国调查显示老年人口牙列缺失率为 29%。1998 年沙特阿拉伯学者调查 7 377 例人群，20~29 岁，35~44 岁和 65~74 岁人群的牙齿缺失率分别为 1.24%、4.15%、15.79%。2002 年，澳大利亚学者调查显示有 66%的人群有牙列缺损。2005 年，调查巴西南部 974 例人群（30~103 岁），其平均牙齿缺失率高达 94%。2006 年，尼日利亚学者调查 690 例老年人群，牙齿缺失率为 52%。

综上所述，通过国内、国外以及发达国家与发展中国家的牙齿缺失率数据对比，我们可以看出：整体上我国人口的牙齿缺失率较发达国家如英国、瑞典等要相对高些，而比巴西等国家的牙齿缺失率低。国内外学者普遍认为牙齿缺失率主要与该地区人口的龋齿、牙周病、吸烟及社会经济状况密切相关。

世界卫生组织（WHO）在 2001 年提出了“8020 计划”，即如果我们很好地保护牙齿，到 80 岁时，完全可以有 20 颗牙齿。我国 80 岁以上的老人，留住 20 颗恒牙的人数仅为 35%左右。这个数据说明，“8020 计划”是完全可能的，但需要付出持之以恒的努力。

第二节　可摘局部义齿相关的咀嚼功能研究

咀嚼运动是有节奏的伴有神经反射活动的复杂过程。在咀嚼运动中，咀嚼肌、牙齿、颞下颌关节和唇、颊、舌肌协同发挥作用。咀嚼肌收缩是下颌运动的动力，而该运动的中心为颞下颌关节。咀嚼器官有多种功能，诸如咀嚼、吞咽、消化、呼吸、语言和表情交流，以及参与血液循环、分泌等。近年来学者研究发现咀嚼有脑刺激效应，可能会阻止痴呆发展，此观点引起了科学家广泛的重视。Miura H 等通过对有痴呆症状或身体状态差的老年人进行研究，结果发现痴呆患者的现存牙齿数、最大咀嚼力、𬌗接触面积与健康老人相比均有显著性差异，从而推论老年人的咀嚼能力与其认知能力具有相关性。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、咀嚼的意义

咀嚼可粉碎食物、促进口颌系统发育、增强味觉等。实验证明，人们在咀嚼食物时分泌的唾液，除有大量的淀粉酶帮助消化外，还含足量的溶菌酶，有很强的抑菌、消毒作用。唾液还能中和、消除食物中的有害物质，可见唾液的质和量在维护口颌系统的健康中起着举足轻重的作用，唾液流量的减少会极大降低患者的生活质量。咀嚼可促进局部血流，咀嚼控制中心位于脑前区的脑皮质中，咀嚼一定量的物质可使这些区域的血流量增加 8%~20%，咀嚼与饱感受到视丘下部的调节。对咀嚼前后的脑血流变化的研究发现初级感觉运动区、辅助运动区和小脑以及纹状体等的局部血流量分别增加 25%~28%，9%~17%和 8%~11%，从而认为咀嚼运动可以激活大脑的广泛功能区域。但单纯的下颌运动不会引起血流量的增加。有学者认为饱觉中枢位于视丘下部后份，这些区域存在对组胺敏感的神经细胞，这些神经元可能通过中脑的三叉神经感觉核或在缺乏 Me5 时参与咀嚼功能的调节。在多种咬合不协调状态下，研究鼠的纹状体、额皮质和下丘脑的多巴胺和去甲肾上腺素的诱导分泌情况。结果发现咬合失调会诱发中枢的儿茶酚胺的改变，而且随切咬状态和时间的变化而改变。在使用抗精神病药物的实验动物常发生无意识咀嚼现象，当诱导产生压力时，表现出非功能性咀嚼运动的大鼠比无咀嚼运动大鼠的多巴胺水平低，说明咀嚼能缓解脑部的压力。另有研究显示，脑电波中 α 波波幅的降低与紧张和焦虑有关。日常生活中人们常发现，咀嚼口香糖有助于集中精力，促进认知活动。当牙齿缺失和咀嚼受限患者会经常或全天感到机能或心理问题，从而使其精神萎靡，生活应激降低，生活质量下降。还有学者发现，口腔健康恶化(例如缺牙，龋齿)可能是引起痴呆性疾病(如 Alzheimer's 病)的多种前置因素之一。

综上所述，咀嚼不仅是消化的器官，同时在机体的许多功能上有重要作用，因此，预防口腔疾病，维持正常咀嚼活动成为卫生保健的重要课题。

二、与可摘局部义齿相关的咀嚼效能研究

咀嚼效能的测试最常用的方法为以花生仁为试料的称重法、吸光度法、比色法等测定咀嚼效能。其他方法如胶姆糖法测试等；近年有学者开发一种新的并且简单的测定咀嚼效率的方法，用 6 层红绿相间的石蜡替代食物来咀嚼，咀嚼后的石蜡经图像采集后用数字图像分析系统进行分析，其准确率达 97%，并只需几分钟即可完成测定。

在对𬌗干扰影响可摘局部义齿咀嚼效能的研究中，于义齿初戴时观察义齿𬌗干扰的部位、性质及调𬌗前后患者咀嚼效能的变化：所有患者义齿在各个不同颌位存在𬌗干扰，以牙尖交错位(intercuspal position，ICP)早接触最常见。义齿上干扰点以人工牙最多，然后依次为𬌗支托、基托和卡环体，可摘局部义齿调𬌗前后患者的咀嚼效能统计学上呈现高度显著性差异($P<0.01$)。有学者研究可摘局部义齿的𬌗面宽度对咀嚼效率的影响，12 例患者为单侧下颌 6、7 缺失的可摘局部义齿，标准组为咬合面宽 7 mm，一组为舌侧磨除至𬌗面宽为 5 mm，一组为颊侧磨除至𬌗面宽为 5 mm。采用混合能力指数(mixing ability index，MAI)来评价咀嚼效率，结果发现，标准组与其他两组均有显著性差异，无论磨除舌侧或颊侧均会影响咀嚼效率，而且颊侧部分更为关键。以上研究提示，在义齿设计时应注意义齿的𬌗面形态，以及初戴后注意𬌗干扰情况，从而尽可能提高义齿的咀嚼效能。

对肯氏Ⅲ类牙列缺损患者戴用义齿前及戴用义齿后咀嚼效能的变化及影响因素的研究中，用花生米为测试物，采用吸光度法，对照组为健康中老年人，实验组患者戴入义齿前后咀嚼效能进行测定

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

和影响因素的分析。结果发现实验组患者的咀嚼效能明显低于对照组；戴用义齿后，实验组患者的咀嚼效能随戴用时间的增加而逐渐提高；影响实验组患者咀嚼效能的因素较多，如患者的年龄、缺失牙单位数、义齿的种类、咀嚼的次数和时间均与戴用义齿后的咀嚼效能有关。另有实验研究单侧远中游离可摘局部义齿的咀嚼效率情况，实验采用患者对侧完整牙列做自身对照，从而排除不同患者间可能存在的较大变异。结果表明其咀嚼效率与患者的性别、最大咬合力以及功能牙数量密切相关。义齿侧的咀嚼效率和咬合力明显低于健侧，咬合力对健侧牙列的咀嚼效率的影响比义齿侧要更为显著。还有学者对曾做过普通可摘局部义齿修复的老年患者用套筒冠进行义齿修复，分别测定两种修复体的咀嚼效率，用问卷调查主观感受。套筒冠义齿的咀嚼效率为（73±18.41）%，普通可摘义齿咀嚼效率为（49.67±13.69）%，差异有显著性（$P<0.01$），结果表明套筒冠义齿组咀嚼效率明显高于普通可摘义齿，使用的舒适度、耐用度明显改善。所以，我们应该认识到可摘局部义齿对咀嚼效能恢复的局限性，从而进行更为合理的设计和制作，并耐心向佩戴义齿的患者解释其优缺点，以期增强患者的信心和配合程度。

关于局部义齿与完全平衡殆（full balanced occlusion，FBO）和舌侧化咬合（lingualized occlusion，LO）间的咀嚼效率关系的研究发现 LO 更利于咬碎食物，尤其能提高坚硬食物的咀嚼效率，使咀嚼运动更快、更顺利（见图 8–1）。患者的主观评价：与 FBO 相比，LO 更容易咬食物，且感觉味道更好。对 25~75 岁的人群的年龄与咀嚼适应相互关系的研究发现，虽然随着年龄增长，咀嚼同一标准食物所需的咀嚼循环增加，但是对同一食物的硬度的适应性基本保持不变。

以上研究显示可摘局部义齿的咀嚼效能虽然与天然牙列和套筒冠等相比较低，但是仍可明显改善牙列缺损患者的咀嚼效能。同时在修复时亦应注意义齿的殆面形态、设计和调殆等问题。

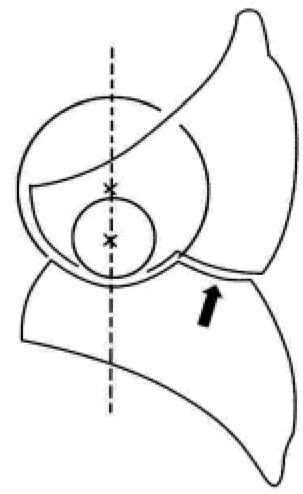


图 8–1　舌侧化咬合（LO）

三、咀嚼运动的肌电及与脑核磁成像的相关研究

（一）牙列缺损相关的咀嚼肌肌电研究

咀嚼肌的肌电图（electromyograph，EMG）研究有助于了解口颌系统的肌功能状态，不仅为肌肉本身的兴奋活动，同时亦反映了支配该肌肉的运动神经元的活动，对于认识相关疾病的发病机制、诊断和疗效判定等，均具有重要意义（见图 8–2，8–3）。

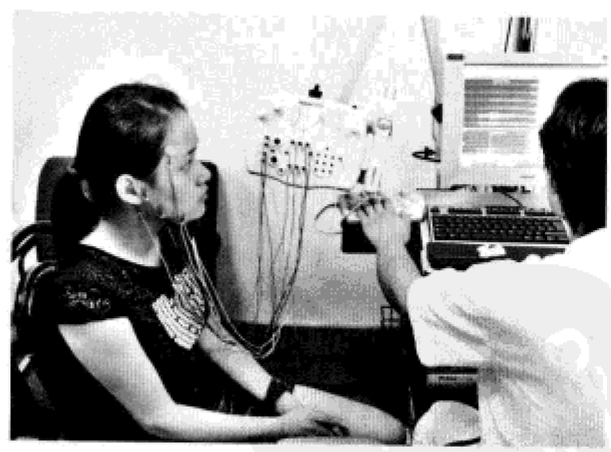


图 8–2　增加肌电图测试中照片

咀嚼肌肌电静息期（silent period，SP）是指在叩击颏部或其他刺激所引起的颌反射活动的肌电图上在一系列的波峰之后，肌肉突然处于抑制状态，在很短时间内不再有冲动到肌肉，称之为肌电静息。肌电静息的时间称为肌电静息期。有学者认为

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

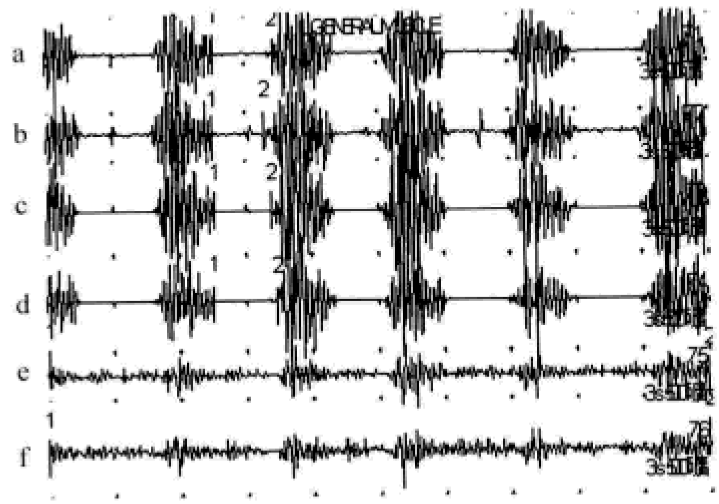


图 8-3　a、b. 为左右侧颞肌
c、d. 为左右侧咬肌
e、f. 为左右侧二腹肌

机械性的轻叩牙齿不仅刺激牙周膜感受器，而且由于震动使其他远距离感受器受到刺激，在这种情况下，闭合肌群的肌梭被兴奋，导致运动神经单触突兴奋产生 SP。用高电流（近痛阈）刺激人牙齿可诱发咬肌 SP，电刺激可以避免震动问题。通过动物模型来观察偏侧咀嚼对咀嚼肌肌电图的影响，发现无论松弛状态或紧咬时颞肌、咬肌的电位明显高于对照组，并且实验组紧咬时左右咬肌不对称性活动增加，对照组的咬肌肌电活动的对称性明显高于实验组。同时，实验组双侧颞肌和咬肌的肌电图静息期较对照组显著延长。由于不同学者研究中引发 SP 的刺激类型并非统一，所以其结果相互间有所差异在所难免。因此，今后应统一试验标准，改进检测方法，更加深入地探讨 SP 的发生机制，以期对临床有更有意义的指导。

对牙列缺损患者进行嚼肌、颞肌和舌骨上肌群的肌电图检查，发现嚼肌和颞肌平均生物电位低于正常（$P<0.001$），舌骨上肌群平均生物电位高于正常，协同肌和对抗肌协调系数低于正常。进一步对 40 例单侧上颌后牙缺失患者组成的缺牙组和 40 例牙列完整的志愿者组成的对照组，进行肌电图检查。发现缺牙组无论是松弛状态或紧咬时咀嚼肌的电位明显高于对照组（$P<0.05$），并且缺牙组紧咬时同名肌不对称性活动增加（$P<0.05$），其中对照组的咬肌肌电活动的对称性明显高于缺牙组（$P<0.01$）。以上变化缺牙侧较非缺牙侧显著，单侧后牙缺失可以对咀嚼肌肌电图造成明显影响。还有学者对天然牙列及无牙殆患者的不同开口度、不同咬合力与颞肌前后束、咀嚼肌肌电值之间的关系进行研究。当控制咬合力时，升颌肌群的肌电值随垂直距离的增加而降低；而不同的研究显示无牙殆患者正中殆紧咬和无牙殆位紧咬时咀嚼肌与颞肌的肌电活动接近。有学者研究发现随开口度增大嚼肌肌电活动幅值明显下降，而颞肌的肌电活动幅值变化不明显，从而导致颞肌肌电活动幅值与嚼肌肌电活动幅值之比（T/M 值）增高，而且 T/M 值与开口度存在相关关系（$r=0.56$）。与此结果相反，观察不同颌位、不同肌力（分别 10%和 50%最大紧咬时）的嚼肌、颞肌前后束的肌电活动变化时发现嚼肌的肌电活动幅值变化不大，而颞肌肌电幅值在 50%紧咬时随垂直距离增加而明显下降，当下颌前伸时颞肌肌电幅值进一步下降，且颞肌前后束变化一致。而在 50%最大紧咬时，颞肌前束肌电幅值随下颌前伸明显下降。进一步对正中殆及左右两侧下颌第一双尖牙、第一磨牙、第二磨牙实验性早接触状态下，嚼肌、颞肌前束及二腹肌前腹肌电活动的积分值与频谱值分析发现早接触与正常情况下正中咬合时比较，颞肌前束肌电信号明显减弱（$P<0.01$），嚼肌肌电信号减弱（$P<0.05$），二腹肌前腹肌电活动无显著差异（$P>0.05$）。从而认为早接触可导致咀嚼肌功能减小，两侧肌张力不平衡，破坏咀嚼肌群的协调性。另外有学者对 15 例殆垂直距离降低的患者先用塑料殆垫式可摘局部义齿过渡修复并恢复垂直距离，患者适应后再按此高度永久修复。对比分析修复前、过渡修复 1 个月后以及永久修复 1 个月后嚼肌、颞肌前束和颞肌后束表面肌电图的变化，其结果显示息止位时过渡修复及永久修复后嚼肌、颈肌前束和颞肌后束肌电幅值较修复前均有明显减少趋势；大力咬合位，过渡修复时颞肌后束肌电幅值较修复前显著减少，嚼肌和颞肌前束肌电无显著改变，永久修复后，嚼肌和颞肌前束肌电较过渡修复

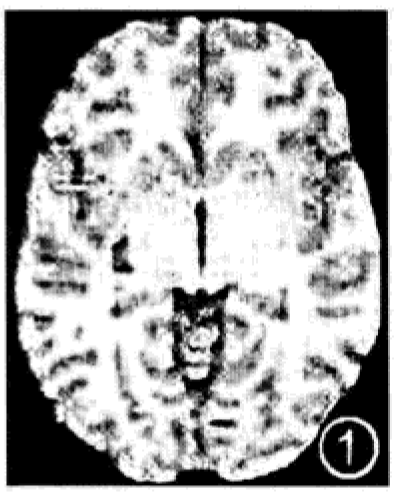
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

时和修复前有显著提高，颞肌后束肌电值较过渡修复时也显著增加；咀嚼时嚼肌和颞肌前束肌电值在过渡修复及永久修复后逐步增加，永久修复后增加显著。而颞肌后束肌电值无明显改变。所以对垂直距离降低的患者升高垂直距离并进行咬合重建修复后，能显著减少息止位嚼肌、颞肌前束和颞肌后束的紧张度，增强咀嚼肌大力咬合及咀嚼运动时的收缩能力。

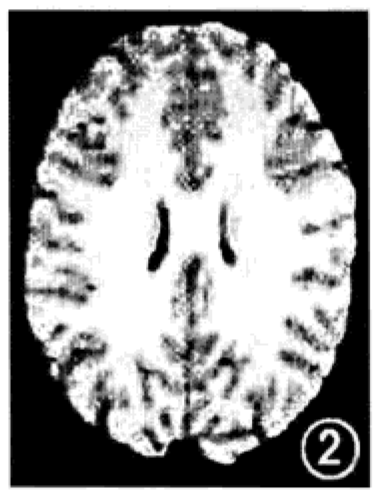
（二）咀嚼相关的脑核磁研究

2003 年度的诺贝尔生理学或医学奖分别授予美国科学家保罗·劳特伯和英国科学家彼德·曼斯菲尔德，以奖励他们发明了应用核磁共振成像技术显示人体复杂结构的技术。由此可见该技术应用的重大意义。核磁共振成像技术的最大优点是能够在对身体没有损害的前提下，快速地获得患者身体内部结构的高精确度立体图像。

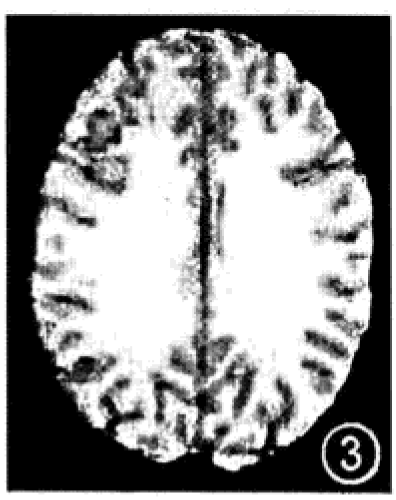
有学者应用功能性核磁共振成像（functional Nuclear Magnetic Resonance Imaging，f MRI）方法，对 10 名健康志愿者左侧咀嚼运动时脑功能活动情况进行检测（见图 8-4）。发现左侧咀嚼运动时不同个体之间脑激活区存在一定的差异，脑激活区包括：右侧运动前区、右侧岛叶、右侧前额叶皮层、左侧中央前回、左右侧枕叶。大脑皮层有很多区域都参与了咀嚼活动，其中包括初级运动皮层、前运动区和皮层咀嚼区（cortical masticatory area，CMA），CMA 位于额叶，由两部分组成，主要部分（CMAp）位于初级运动皮层口面部代表区前外侧的中央前回，深部的部分位于额岛盖。岛叶是常见的激活区。



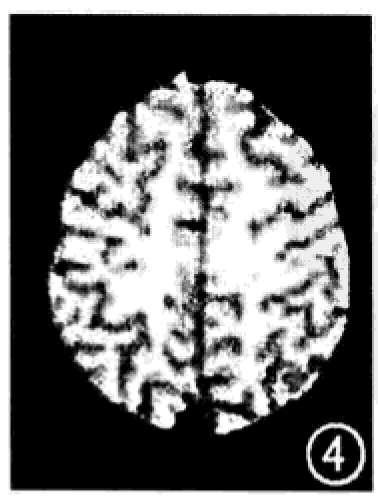
a. 左侧基底神经节区（豆状核）激活（z =−12 mm）



b. 左侧前额叶皮层（Broca's 区）激活（左上）（z=24 mm）



c. 左侧角回激活（左下）（z=27 mm）



d. 右侧顶下叶（缘上回）激活（z=48 mm）

图 8-4　脑激活区：红色和黄色部分，其中黄色部分激活强度高于红色部分；z：不同的脑水平层面

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

另外额叶和顶叶的其他部位也出现激活。研究初级运动皮层和前运动皮层在咀嚼中的作用中发现这两个部位在开闭口运动中发挥重要作用,但有所差别。后者主要参与运动的行为控制,而不是下颌运动的控制,后者在运动的准备方面也发挥了主要的作用。另有研究显示在咀嚼口香糖时,f MRI 未发现左右两侧激活区的差异。然而有学者应用 f MRI 探测人咀嚼时的大脑功能活动得到不同结果,发现在咀嚼时脑的广泛区域是激活的;在相对应的咀嚼活动中有优势半球的激活区;第Ⅰ躯体感觉区激活的方式远较第Ⅰ躯体运动区多样化;在额叶中,年轻观察对象出现了广泛的神经元激活区,但在老年人很少出现这样的激活区。所以认为咀嚼活动除了它本身的功能运动外,在维持脑的活动方面具有重要的作用。同时也说明 f MRI 在研究活体人脑功能活动方面是一个相当有效的方法。

目前,f MRI 进行咀嚼的脑功能研究仍有些问题亟待解决,如下颌运动产生头部运动导致成像中的伪影;咀嚼肌的活动造成血流改变对脑功能活动的影响甚大,从而干扰实际影像结果;咀嚼运动为一系列复杂运动,如何将同时发生的各种功能分解后进行研究是重要环节;脑干中存在中枢形式——节律发生器(central pattern-rhythm generator,CPG)可以引起下颌节律运动,CPG 如何与高级神经中枢产生的节律运动信息和外周反馈的感觉信息整合;利用 f MRI 如何研究 CPG 相关的咀嚼运动与主动的下颌或舌运动之间脑功能活动的差别等,都是有待研究的领域。

第三节　可摘局部义齿相关的牙槽骨研究

牙槽骨具有受压力吸收,受牵引力增生的特性。一般情况下,牙槽骨的吸收与新生保持动态平衡。牙槽骨是支持天然牙列行使正常功能的生理基础,可摘局部义齿、全口义齿及种植义齿对牙槽骨的作用方式尽管与天然牙列有根本区别,但牙槽骨依然是义齿修复的生理基础。

一、牙槽骨的代谢与改建

(一)拔牙后牙槽骨变化

牙槽骨是全身变化最活跃的骨组织,观察拔牙后 10 天骨形成的最初结构图像,在拔牙窝的底和侧缘伸出骨针或显示边缘凹凸不平,成骨过程不断自中心扩展,形成的骨小梁越来越多。同时牙槽嵴顶发生骨质吸收,使牙槽窝变浅。牙槽窝内原来的筛状骨板广泛吸收,经过改建最后形成无牙胚的骨小梁系统,拔牙窝顶端形成薄层骨皮质。拔牙创伤的完全修复,在 X 线片上观察到新形成的骨小梁和邻近未受创伤区的骨小梁相连接,并使两者变得不可区别,所需平均时间为 2.5~3 月。

有研究表明,同龄不同性别成年人之间骨质强度、骨矿含量均存在明显差异,女性松质骨的疏松程度大于男性,皮质骨的厚度较男性薄,差异均有显著性。对下颌骨 3 年的变化研究发现其下颌骨骨密度女性每年下降 1.5%,而男性每年下降 0.9%。而应用 Y 射线骨密度分析仪测量 19 例无牙颌患者 5 年前后的桡骨骨密度和下颌骨骨密度,发现随着年龄的增加,桡骨骨密度和下颌骨骨密度均下降,说明下颌骨骨密度变化是全身骨密度变化的口腔局部表现。

一些学者研究发现,35~44 岁年龄组男、女之间,拔牙后牙槽骨密度无显著性差异;45~54 岁年龄组男、女之间拔牙后 1 个月内无显著差异,在拔

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

牙后2、3、6个月男性牙槽骨骨密度变化值大于女性，有显著性差异；55~64岁年龄组在拔牙后1、2、3、6个月男性牙槽骨骨密度变化值大于女性，均有显著性差异。说明年龄、性别对牙槽骨骨密度变化有显著影响。随着年龄的增高，男、女这一差异越趋显著。年轻的男性、女性较年老的愈合速度快，约拔牙后3个月左右牙槽骨完全愈合，年老的则需3个月以上；随着年龄的增大，男性牙槽骨骨密度愈合速度快于女性。这可能是年轻人的骨量及骨结构强度较年老的高。同样的差异亦存在于颌骨和牙槽骨，年轻人下颌骨无机物含量高于年老的人，在45岁以后，男性这些因素同样高于女性。其他的影响因素如内分泌、营养等还有待进一步研究。因此临床上应对要求修复的患者的性别、年龄等因素全面考虑，从而合理确定修复时机。还有学者认为全身性骨疏松症与颌骨的骨矿丢失之间呈正相关，骨质疏松症与下颌骨的萎缩及牙槽骨吸收也有显著的相关性，并提出牙周炎继发于骨质疏松症。

（二）与牙槽骨改建相关的细胞因子

骨的形成是一个极其复杂的过程，在众多的影响因素中，生长因子的局部调节作用十分肯定。细胞因子是由细胞释放后主要贮存在细胞外的基质内，可以是游离的，也可以与基质内的骨胶原蛋白或某些非胶原类蛋白结合，呈无活性状态。多数细胞因子由局部释放进入血液循环，分解清除。在某个时期，骨或软骨是某些细胞因子的主要来源，测定血液中这些细胞因子的水平，可以估计骨或软骨的代谢状况。

白细胞介素-1β（IL-1β）是一种骨吸收刺激因子，大量体外实验表明，IL-1β可促使成熟的破骨细胞活化及其前体细胞的分化成熟，诱导成骨细胞产生PGE2、IL-6和胶原酶，从而促进了骨的吸收。IL-1β对成骨细胞DNA合成、细胞增殖、胶原合成有促进作用。然而还有研究结果表明，IL-1β对上述环节表现出抑制作用。咬合力丧失和增强均诱导IL-1β在牙周组织牙周膜细胞和成骨细胞中的表达，较正常咬合力时明显增强，提示IL-1β在咬合力影响着牙周组织改建的过程中起着重要的调节作用。结论的争议性反映了其对牙槽骨改建过程调控的复杂性。骨改建总是破骨细胞和成骨细胞相偶联的，而且破骨细胞的生成和活化又是由成骨细胞介导的，成骨细胞可以合成多种细胞生长因子和白细胞介素，同时也接受系统或局部因子调节。因此，血中碱性磷酸酶（ALP）的升高有可能是骨吸收亢进伴随着成骨细胞功能活跃的结果。抑制牙槽骨骨吸收的试验中发现双磷酸盐（alandronate）对治疗骨质疏松有明显的疗效，能够增加骨量，阻止骨丢失；对病理性牙槽骨吸收有显著的治疗作用。有学者发现TGF-β1在体内具有诱导新骨形成的特性，TGF-β1成为骨组织形成和改建的重要调节因子，通过对豚鼠牙周骨缺损修复的研究也发现了TGF-β1可诱导牙槽骨再生。另外，如P物质、IL-6、雌激素、TNF、bFGF等都对骨的代谢有一定的调节作用。

二、载荷时牙槽骨的变化

剩余牙槽嵴的吸收是口腔修复过程中所面临的一大难题，也是很多修复体失败的重要原因。造成剩余牙槽嵴吸收的因素很多，除应力因素外，还要考虑全身因素和局部解剖因素。但应力因素是最重要的，并且是人们能够采取干预措施加以防治的主要途径。

应力对剩余牙槽嵴吸收的影响是多方面的，包括力的大小、方向、分布、频度及持续时间等。一般人正常的功能性咀嚼和吞咽以及义齿之间的接触平均每天少于15 min，与正常牙列者差别不大，所以可以看出力的方向及分布才是造成创伤性骨吸收的主要因素（见图8-5）。垂直于牙槽嵴的力比其他侧向力所造成的应力集中要小，更利于减缓牙槽

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

嵴的吸收，而不良义齿修复后所导致的个别区域应力集中会加速该区牙槽嵴的吸收。

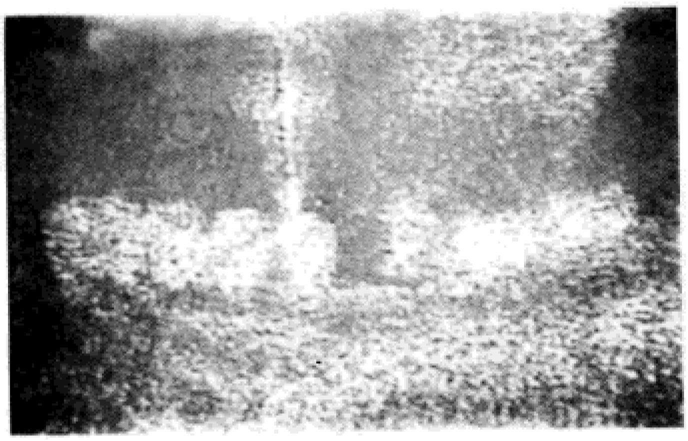


图 8-5　左下第一磨牙缺失，第二前磨牙区的牙槽骨电子散斑图加载压力后可见条纹密集，说明该区变形较大

对游离端可摘局部义齿基牙剩余牙槽骨的改变进行连续两年的追踪观察中，比较不同卡环设计类型的基牙牙槽骨及剩余牙槽骨的吸收。通过对 37 例(RPI 例 6 例、RPA 型 10 例、Aker 卡环组 21 例)可摘局部义齿的末端基牙牙槽骨戴用后 6、12、24 个月进行了定位根尖投照，采用根尖片数字减影图像处理系统，发现 37 例可摘局部义齿末端基牙牙槽骨及剩余牙槽骨复查的各个时期均有不同程度的吸收，并随时间呈递增趋势。在保护剩余牙槽骨方面，RPA 型卡环设计优于 RPI 和 Aker 卡环；在保护末端基牙颊舌侧牙槽嵴顶健康方面，RPA 型优于 Aker 卡环组；在保护末端基牙近、远中牙槽嵴顶，避免其吸收方面，采用近中𬌗支托设计的卡环(RPA 和 RPI 卡环)要优于远中𬌗支托设计的卡环(Aker 卡环)。无论何种载荷下，牙列完整时相应牙槽骨的邻面位移较牙列缺损小，牙槽骨的条纹稀疏，曲线平缓。牙列缺损时牙槽骨的条纹密集，在缺牙区有中断。均匀加载和点加载条件下，牙列完整与牙列缺损相比，牙列完整时牙槽骨的散斑干涉条纹均匀平缓，其邻面位移相对较小。有研究认为固定或活动义齿对牙周牙槽骨的纵向影响，其间的差别很小。铸造支架式可摘局部义齿卡环设计与基牙牙槽骨及剩余牙槽嵴吸收之间关系的研究中，发现剩余牙槽嵴以及末端基牙颊舌侧牙槽嵴顶的吸收：RPA 组低于 RPI 组和传统三臂卡环组；末端基牙远中牙槽嵴顶的吸收：RPA 组和 RPI 组低于传统双臂卡环组，所以认为近中𬌗支托设计的卡环，较远中𬌗支托设计的卡环更利于维护末端基牙远中牙槽骨的健康；RPA 型卡环设计较 RPI 和传统三臂卡环设计更利于维护末端基牙颊舌侧牙槽骨以及剩余牙槽嵴的健康。

通过对牙槽骨吸收的生理、病理机制的进一步深入研究，一方面致力于开发科学、合理、舒适的修复体，不断完善修复设计和制作，消除应力对牙槽骨造成的创伤性吸收；另一方面从分子、基因水平控制牙槽骨内环境的病理进程，从而达到最大限度的减缓甚至阻止牙槽骨的吸收。

第四节　可摘局部义齿相关的颞下颌关节及下颌运动研究

目前的学术观点认为，咬合与颞下颌关节、口颌系统肌肉以及牙周组织等皆处于一个功能系统之中，相互之间协同、拮抗而彼此影响。其实口颌系统之间就是一种联动关系。正常牙尖交错位(ICO)时，颞下颌关节的髁突位于关节窝中央，髁突关节面与关节盘中间带接触，关节后软组织不受压迫，关节内各部分压力正常，此时两侧颞下颌关节应该是对称的，在功能运动中，关节盘在髁突上无过大范围的运动，髁突关节面、关节盘中间带和关节窝前壁保持密切接触，关节负荷适当，各部分压力正常。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、牙列缺损后引起的颞下颌关节的变化

有学者发现牙齿缺失及错䂿等可造成偏侧咀嚼,从而对颞下颌关节及有关肌肉造成不良影响,如偏侧咀嚼会使两侧肌肉处于不平衡状态,惯用侧髁突经常处于转动状态,而非惯用侧的髁突则以滑动为主,从而导致两侧颞下颌关节发生不对称性改变。

一侧或两侧后牙缺失可造成髁突向后上方移位,以及两侧髁突在关节窝内的位置不对称。这种位置移动改变了颞下颌关节各部分间的关系,对某部分组织产生压迫,对另一部分组织造成牵张,压迫髁突后的软组织,使翼外肌上头紧张,关节盘相对前移,造成"盘—髁"关系异常。将不同动物分别拔除其上、下颌一侧或两侧磨牙后发现,早期在髁突中间层可见特异性改变,中间层细胞增多,排列不规则,胶原纤维排列紊乱。同时关节盘的纤维走行亦紊乱,负重区发生玻璃样变性及钙化;当一侧后牙缺失,非缺失侧的变化比对侧更显著。当两侧后磨牙缺失后,关节窝的软骨会发生钙化,关节窝表面的软骨出现局部坏死。髁突后移会使关节后结节的前斜面出现骨吸收。

选取牙列缺损、余留牙重度磨耗、低位咬合同时伴有颞下颌关节症状的老年患者采用䂿垫式可摘局部义齿修复,观察其临床效果,并作半年、1年、3年追踪复查。发现该修复的有效率分别为98.73%、100%、93.67%,修复效果令人满意。所以可认为采用䂿垫式可摘局部义齿在恢复缺失牙功能的同时,能有效缓解颞下颌关节症状,改善面容,提高咀嚼功能,固定松动牙,防止食物嵌塞。而对后牙缺失久未修复造成的邻牙倾斜、对䂿牙伸长;第三磨牙因无对䂿牙而伸长;个别后牙反䂿或锁䂿等引起的继发性错䂿等3种情况的研究,发现这3种现象均可导致关节盘厚度明显增加,其机制应是这些咬合关系影响了咬合紧密程度,造成关节间隙增大,关节盘以增厚的形式进行适应性改建。

根据Wolff定律,骨骼在其功能需要的地方发生骨形成,而在其不需要的地方发生骨吸收,骨的变化与其受到的应力有很大关系。通过光弹法研究因前牙缺失导致的根尖主应力变化对颞下颌关节(TMJ)应力分布的影响,实验发现当下颌前牙5-5缺失时,髁突、关节盘以及关节软骨的应力明显降低。关节各部所受应力的明显降低,势必导致关节软硬组织通过不断的结构改建使其保持恰当的形态和内部结构比例,以便与外力变化相适应。从而提示某些缺牙患者所引起的颞颌关节紊乱综合征可能与其缺牙有关。而义齿修复可以明显改善因缺牙导致的颞颌关节压力的改变。

二、不同加载方式对颞下颌关节的影响

戴用矫治性颏兜后,通过三维有限元方法来分析应力在下颌关节内的分布情况,发现一个有趣的现象:在关节盘前带区表现为拉应力,而与受力的方向无关,其他区域表现为压应力。总体上关节内应力分布与受力方向高度相关,当受力方向为50°时,关节内应力变化最明显。用同样方法分析当不同牙位咬合载荷加载时对颞下颌关节应力的影响。结果发现咬合加载牙位不同,双侧髁突上应力效应明显不同,其中髁突外、中、前、顶等处为承受较高压强的区域。所以单侧不同牙位咬合加载,将引起双侧髁突应力效应变化。当颞下颌关节在不同强度持续性高正加速度作用时,可见髁突和关节盘胶原纤维排列紊乱,偶见胶原原纤维破坏,凝胶状物质菲薄但基本不完整。核素骨扫描方法可用于评价下颌骨髁状突肥大及颞下颌关节病变,利用核素骨扫描来分析、比较不同咀嚼方式对颞下颌关节及骨的血流和骨代谢的影响,发现正常人及偏侧咀嚼者两侧颞下颌关节形态对称,偏

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

侧咀嚼者两侧髁状突运动不一致。正常人下颌骨不同部位的骨血流和骨代谢有特定差异。偏侧咀嚼者骨扫描显示上述部位差异改变，非咀嚼侧关节区放射性强度稍高于咀嚼侧。

三、下颌运动的相关研究

下颌运动是以神经为主导，肌肉为动力，在颞下颌关节和殆的共同配合下完成的一种复杂的空间三维运动。它包括下颌骨的上提、下降、前进、后退和左右侧向运动。下颌运动的记录是由下颌运动轨迹描记仪来实现的(见图 8-6)。研究下颌运动轨迹对于了解咀嚼运动中牙尖斜面接触滑行情况，进行咀嚼运动分类具有重要意义。

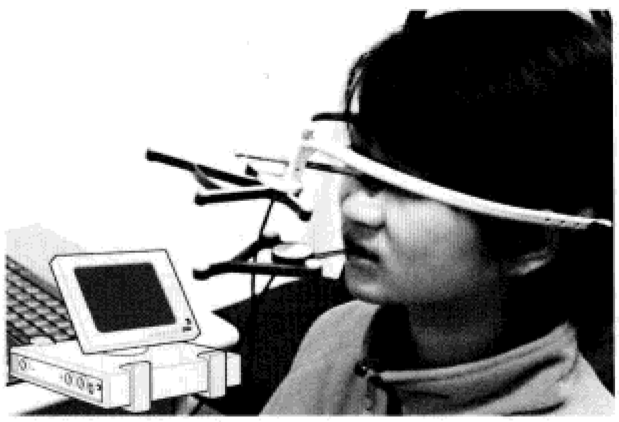


图 8-6　下颌运动轨迹描记仪 arcus　digma 德国 Kavo 公司

有关下颌运动的记录，以往应用的系统很多，如 Pantography (1939 年，McCollum)，The case gnathicreplicator(1969 年，Gibbsand M essermann)，Photoelectric mandi blograph(1967 年 Gillings，1986 年 Clark)，Kinesography (1980 年，Jankelson)，Axiograph (1988 年，Slavicek)，Sirognathography (1994 年，Kazazoglu et al)等。现在多采用下颌运动轨迹描记仪和电颌仪等。

运用三维下颌运动分析系统对健康的年轻人在咀嚼运动中殆导和殆平面斜度对闭口路径方向的影响作分析，发现在牙尖交错殆附近以外的闭口咀嚼路径主要受殆平面斜度的影响，而接近牙尖交错殆的闭口咀嚼路径主要受殆导的影响。还有学者应用 K5-AR 型下颌运动轨迹描记仪对正常人和戴总义齿患者的咀嚼运动轨迹进行了研究，发现戴总义齿患者的咀嚼运动型以开闭口阶段均有牙尖接触滑动占多数，咀嚼食物时最大开口距离与正常人接近，说明义齿修复后能基本达到咀嚼功能的要求。同时由于牙尖接触滑动在咀嚼运动中的大量存在，提示总义齿必须具备双侧平衡殆，这样在牙尖接触滑动的过程中有助于稳定义齿，提高咀嚼效能。通过电磁运动轨迹跟踪系统测量有牙尖磨耗和无牙尖磨耗的两组成年人说话时下颌边缘运动的范围，包括垂直向、前后向、侧向的最大幅度及与牙尖交错殆相关的最上、最前位。发现有牙尖磨耗组比无牙尖磨耗组的 3 个方向的下颌运动幅度小；磨耗组的下颌运动垂直向边缘幅值接近牙尖交错位；非磨耗组的最上语言位与覆殆相关，最前语言位与覆盖相关。从而表明有牙尖磨耗者与无牙尖磨耗者的下颌运动距离及位置不同。通过光电转换颌位跟踪仪，每 20 s 进行三维(3D)扫描来记录髁突和下颌中切牙的直线和曲线运动轨迹，然后运用咀嚼分析和多水平统计程序来分析开闭口运动中切牙和髁突铰链轴的三维运动情况。发现髁突的移动范围在个体间差异较大。切牙和髁突的直线距离和曲线距离间具有高度的相关性。但是，切牙的直线和曲线距离与髁突的直线和曲线距离间无相关性。切牙直线距离和曲线轨迹与下颌转动呈中度相关性。在重复开口运动中，髁突和切牙前伸增加。而重复闭口时，只有切牙前伸增加。这就可以解释为什么颞下颌关节粘连的患者其开口度可以超过 40 mm。进一步研究在下颌前伸及侧方运动中髁突和下颌切牙的运动轨迹时发现，下颌切牙的运动与髁突的位移呈中度相关，而切牙在侧方运动的直线距离可以较好地反映髁突的运动。所以将下颌的侧方及前伸运动用于临床评估髁突的运动更为恰当。在研究正常殆者与错殆者在下颌极限运动、咀嚼

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

运动及磨牙时，髁突在矢状向与水平向移动的运动轨迹，发现 Angle Ⅱ 组极限运动与功能运动时，侧方运动量显著增加。揭示 Angle Ⅱ 组的颞颌关节韧带松弛比例高。

第五节　可摘局部义齿与发音的研究

口腔是人体发音器官中一个重要的共鸣腔和调音器官，可摘局部义齿和全口义齿不仅需要从生理结构上恢复缺损区域的解剖形态，并且要尽可能地改善、恢复其咀嚼、发音等人体正常的生理功能。

书刊中常将“发音”一词和“发声”一词通用、混用的情况。“发音”(articulation) 和“发声”(phonation) 有不同含义。“articulation” 在《GBPT 3947 1996 声学名词术语》中和在《语音学和音系学词典》中译为“发音”，其含义是“应用声门以上声道的发音器官构成语音的过程”(《语音学和音系学词典》)。“phonation”在《语音学和音系学词典》中译为“发声”，指“在气流帮助下，利用喉产生可听声的声源，这个声源的声能量，可受声道的调制”。在一些教科书中，也往往将“发声”和“发音”混用。显然“articulation”和“phonation”的含义不同。简言之，“发声”(phonation) 是指气流在声门产生声音和在声道共鸣的过程；“发音”(articulation) 是指声道器官将“发声”过程所产生的声音构成语音的过程。

一般认为，下颌基托只是稍微缩小口腔容积，使舌的运动空间缩小，而绝大多数患者舌的代偿和适应能力均很强，能较快习惯义齿发音，下颌基托越薄，越易为患者适应。因此，上颌基托是影响发音的主要部分。通过对年轻志愿者分别戴入上颌光滑基托和有腭皱基托，应用计算机语音分析系统(CSL) 测量发/d/、/t/、/l/音后第一、第二共振峰值，发现发/d/音，两组基托的第一、第二共振峰差异均有显著性。发/l/音，两组间在第二共振峰差异有显著性。

以患者自评和语音专业人员共同评价汉语语音清晰度的方法分析全牙列缺失患者在义齿初戴前，初戴时，初戴后 1、2、4、8 周的语音变化规律，结果发现全口义齿初戴时，两实验组均感觉发音不适，初戴 1 周后，金属基托组的患者感觉能够适应义齿，然而塑料基托组则需要 2 周以上时间才能适应。语音清晰度测评显示，义齿初戴后 1 周，两组之间有显著性差异，此时金属基托组已显示与初戴前无非常显著差异，塑料基托组需 2 周以上时间，所以减少义齿基托厚度，重建腭皱形态，有助于牙列缺失患者语音功能的恢复，及其语音清晰度值较高。语音清晰度与义齿基托的厚度呈反变关系。上颌基托前部过度加厚，在很大程度上影响正常语音。通过腭图检查得出前牙区(尖牙—尖牙)基托加厚 1 mm 即可使发音困难且不清晰，而基托牙槽嵴后部区域增厚 1 mm，发音虽不自然但无不清晰，若在整个腭穹隆，舌与腭接触的区域增加基托厚度，则语音基本不受影响，所以上颌基托前部是影响发音的敏感区。使用语图仪比较 1 mm 厚金属基托和 2~2.5 mm 厚塑料基托对发音的影响，发现发音时元音共振峰频率无显著性差异，而辅音条纹有明显差异，这是因为戴金属基托义齿的患者说话时，舌与腭之间的间隙较塑料基托组相对大，所以气流气道相对增大，气流量也相对增大，使辅音形成良好，结论是基托越薄，对辅音影响越小，语音功能恢复越快，但基托过薄会降低义齿的强度，建议上颌使用腭侧金属基托，这样，强度高，口腔组织外形变化小，又可增进舌对义齿基托腭穹隆和牙槽嵴外形的适应能力。研究一组患者所戴义齿的塑料基托腭侧厚度为 1 mm，但后牙腭侧区基托比正常义齿增厚 4 mm，与义齿基托腭侧

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

厚度正常者比较，发现腭侧增厚组发辅音/k/、/c/时，起声时间受到影响，发辅音/s/时，持续时间也受影响，证明腭部厚度异常比其他因素更易引起发音不正确。

新义齿初戴后，发音器官需要一定的时间去适应新的口腔环境，通过听觉反馈和各种肌肉反馈来对其语音功能进行调整。新义齿初戴时约55.2%患者自觉发音障碍，1月后降至20.7%，易发生发音障碍的语音数由初戴时2.7个音降至1个音左右，用频谱图研究发现新义齿初戴时语音频率分布有改变，2周后可基本恢复到正常水平。

由于材料和生命科学等领域的各种应用技术的快速更迭，使可摘局部义齿的设计方案、修复材料的改良等越来越完善，使患者佩戴的局部义齿会越来越舒适，同时亦会明显改善患者的发音适应时间及语音清晰度。

第六节　可摘局部义齿修复相关的心理学研究

詹姆斯(William James)是美国的哲学家和医生，也是当代心理学的创始人之一。他给心理学下的定义是："精神生活的科学。"在心理学中，复杂的相互作用与其说是例外，不如说是正常，理解这些相互作用靠的是复杂技术和理论的发展。心理学和其他学科的目标是一样的：描述、理解、预测，并学会怎样控制或调整心理学所研究的程序。一旦达到这些目标，心理学将帮助我们理解我们经历的本质，心理学也就有了实际的价值。例如，设计机器的控制板以减少事故的危险，以及减轻情绪波动的人的痛苦等。

随着医学科学的发展和修复学技术进步，人们除了关注牙齿缺失带来的功能上的影响外，同时更加关注由于牙齿缺失后出现的心理反应，给人们带来的心理压力。但缺牙患者心理健康状况如何，目前的研究相对较少。

一、牙列缺损和牙列缺失患者的心理分析

人作为一个复杂的整体，任何一种缺陷及功能障碍都会影响到人体的健康和心理美感。由于缺牙而产生的心理压力可使患者出现交往受限、孤僻、不愿参加社交活动、情绪低沉，表现为出门戴口罩、与人交谈时用手捂住面部、怕见生人，唯恐别人瞧不起。有资料表明，缺牙患者较同龄人更缺乏自信，生理功能和生活能力均降低。口腔修复患者治疗前的汉密顿焦虑量表(HAMA)均得分高于7分、汉密顿抑郁量表(HRSD)平均得分略高于17分，说明患者普遍存在焦虑情绪和轻微的抑郁情绪。这个结果和口腔颌面外科住院患者普遍存在焦虑、抑郁情绪的发现是一致的。

缺牙患者修复前压力主要源自两个方面：一是自身心理压力，包括外貌改变，尤其是前牙缺失会直接影响美观，干扰发音；二是来自患者生活周围人群的压力，主要是别人的误解和偏见。面对这些压力，如果患者没有一定心理承受能力以及适宜的应对方式，就有可能产生焦虑、抑郁、恐惧等心理状态。通过对口腔修复患者修复前进行心理状况评定，结果显示治疗前HAMA > 7分和HRSD > 17分的患者人数比较多，说明许多缺牙患者容易出现焦虑、抑郁等的情绪问题。重者可进一步导致社交恐惧，沉默寡言，甚至发生自闭症及心理障碍。进行修复治疗，或者修复治疗结合心理支持(心理护理、心理疏导等)，可以改善患者的焦虑、抑郁情绪，使得患者治疗后的HAMA、HRSD平均分明显降低。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

随着医学模式向生物-心理-社会模式的转变,心理健康日益受到人们的关注。长期以来,修复学在临床上一直注重修复效果的生理学评估,很少重视患者的心理健康状况。这就导致一些患者在功能上得到改善的同时,并不能在心理上得到完全康复,口腔修复体不仅是单纯恢复患者生理功能的义齿,而且是可以同时满足患者生理和心理需要的人工器官。修复科医师应多学习心理学知识,注意了解患者心理健康状况,有针对性地进行心理疏导,给予心理支持。对改善患者心理健康状况,恢复自信心,提高生活质量有重要意义。对患者应以热情、认真、负责的态度赢得他们的信任,要耐心地倾听患者的讲述,尽量让患者将挫折、委屈等感受自在而充分地表达出来,以达到"疏泄"的目的。让患者及其家属了解修复的过程及效果,消除其疑虑,稳定情绪,积极配合,针对睡眠、情绪上的反应以及性格发生的变化,给予心理辅导和鼓励,同时求得家庭的支持与帮助。

二、牙科焦虑症

牙科焦虑症是随着口腔医学发展起来的一个新兴的有待解决的临床问题。是牙科患者在治疗中存在的一种心理障碍,近来在国内外逐渐成流行趋势。

牙科焦虑症(dental anxiety,DA)又称牙科畏惧症(dental fear,DF),是患者对牙科诊治过程或其中某些环节产生的紧张情绪和害怕心理,以及在行为上表现为敏感性增高,耐受性降低,甚至逃避治疗的现象。

有资料显示美国大约9%~15%人口存在一定程度的口腔焦虑症状,其中5%~14%的患者患有严重焦虑症状。加拿大人中约有16.4%的人存在不同程度的焦虑症状。并存在性别差异,女性发病率明显高于男性。牙科焦虑症的起源多与早期直接的创伤性牙科经历有关,尤其是治疗时疼痛的伴随出现更容易引起DA;牙科医护人员的负性行为也是DA发生的主要因素。还受到个体的全身焦虑状况、情绪状态、DA家族史以及社会经济学等因素的影响。

口腔认知和牙科焦虑程度之间具有密切相关性。例如:患者在口腔治疗中担心治疗对身体有害,和担心牙医在治疗中会对涡轮机等失去控制等产生的恐惧都与口腔认知程度有关。但口腔认知理论还有待进一步的研究来完善。也有相当一部分的焦虑症患者是由于间接的口腔痛苦经历,从亲友或者好友处获知。有研究指出,母亲的经历对儿童的影响是儿童焦虑症产生不可忽视的原因。紧张性头痛在牙科恐惧症中占较大比例。临床和放射学检查显示口腔情况越差,其牙科焦虑症状越明显。

因此,口腔焦虑症在接受口腔治疗患者中发生率较高,这些人常常因得不到最佳的口腔保健治疗而延误了病情。所以,对口腔焦虑症患者进行抗焦虑心理治疗是必要的也是行之有效的。国外资料显示,在治疗口腔焦虑症的方法中,对长期逃避治疗的患者采用行为治疗和全麻两种对比治疗模式,无论从所反映的焦虑度降低程度,还是从两组患者在治疗口腔焦虑症过程中的自我测评及口腔医师对其表现的评价来看,结果均为前者的疗效明显优于后者。采用心理学分级暴露法可以治疗患者的紧张症状,口腔医师在进行真正的治疗以前,告诉患者治疗的程序并让患者闭上眼睛假想治疗的过程,让患者有心理准备。分级暴露疗法使患者的DAS量表(corah's dental anxiety scale)指数、DCQ(dental cognition questionnaire)指数在治疗后明显降低(由治疗前的25下降到10)。其他学者的研究中也证实了分级暴露治疗法对儿童、青少年和成人的牙科焦虑症是一种有效治疗方法。在口腔治疗的同时,与心理医师配合进行全面的心理治疗,可以取得较为满意的结果,特别是对于内源型的焦虑症,调节情绪和心理状态是一个切实可行的措施。医师在治疗过程中的态度直接影响患者的情绪。口腔医师在

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

进行操作时，动作轻柔，态度和蔼，富有耐心和同情心，获得患者的信任，从而使患者的心情放松。尤其是儿童患者，医师要有更多的爱心和耐心才能取得他们的信任。

有关资料还表明口腔焦虑性障碍是常见的情感障碍，不仅表现为精神焦虑，而且存在大量的躯体症状及自主神经症状。口腔焦虑使交感神经张力增加，使血压、心率均增高，心肌耗氧量增加。因此，作为口腔科医生要充分认识到焦虑性障碍的高发率及严重危害性，应合理使用心理疗法，对患者进行心理上的安慰、支持、劝解、疏导等，进而达到治疗疾病的目的。

三、口腔修复患者审美心理

审美心理学是研究和阐释人类在审美过程中心理活动规律的心理学分支。所谓审美主要是指美感的产生和体验，而心理活动则指人的知、情、意。因此审美心理学也可以说是一门研究和阐释人们美感的产生和体验中的知、情、意的活动过程，以及个性倾向规律的学科。审美心理学也是美学与心理学之间的边缘学科。有人把审美心理学作广义的理解，使它等同于心理美学、文艺心理学等。按照这种广义的理解，审美心理学还要研究和说明人类从事各种文学艺术活动时的心理活动和特征。

美的属性具有强烈的社会性和时代感。不同年代、不同年龄及不同学历、不同收入的患者，其审美观点有显著的差异。年龄较轻的患者，无论是自身或家长都较看重美观的程度。随着经济发展和收入的增加，要求既要美观又要耐用的口腔修复的患者越来越多。患者对口腔修复的实用价值和审美价值的“心理比重”（咀嚼/美观），在性别之间不存明显差异。基于以上结果，可认为公众对容貌审美的评价是其社会心理状态与文化背景的综合体现。有研究评估年轻人的牙及面部外观是否会影响其社会吸引力，通过对不同性别年轻人的黑白照片的评价，包括正常排列前牙、前牙突出、上颌侧切牙缺失、前牙拥挤和单侧唇裂。结果发现切牙排列正常者获得较好评价，而前牙突出者的顺应性和诚实性评价最高，单侧唇裂者评价最低。无论性别还是外貌，牙列情况都会影响对面部吸引力的判断。容貌审美观受多种因素的影响，包括性别、年龄、受教育的程度、社会经济状况及文化背景等。随着人民生活水平的日益改善，患者对医务人员的要求也越来越高。了解患者的心理状况，将有助于我们在临床工作中制作出符合患者要求的修复体，有利于通过改善患者面部的形象，调整患者的失衡心态，使其情感的稳定性、成熟性及对现实环境的适应能力得以提高，有利于更好、更全面地为患者服务。调查结果显示出了社会人群日益增长的审美意识。

四、老年患者的心理评估及临床注意事项

在口腔修复临床接诊的患者中，老年患者占大部分，对于老年人出现的心理问题，应根据他们的特点，有针对性地进行心理支持。老年患者大致分为两大类型，一部分患者由于年龄增长，有关组织退行性变，对外界的反应能力低下、免疫力日趋降低或在心理上表现对义齿修复缺乏信心，此类病员往往修复效果不太理想。而另一类文化层次较高、平时社交活动多的老人，对义齿修复有足够的信心并有一定的要求，尤其前牙缺失的患者，他们要求恢复年轻时的容貌，追求年轻时的风采，此类患者在修复临床治疗过程中，往往希望获得理想的效果。

修复体的设计制作应充分考虑老年人的特点，如缺牙数目多，余留牙磨损严重，釉质结构发生变化导致脆性增大。牙列中缺隙多，孤立牙多，牙槽嵴黏膜、腭黏膜变薄，弹性下降，唾液变稀薄，唾液量减少，影响义齿固位，牙槽嵴吸收过度，面下 1/3

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

比例失调，下颌运动轨迹偏斜，并伴有颞下颌关节的紊乱等。由于老年人有以上的特点，临床上绝大多数是以可摘局部义齿来修复缺失牙。在进行义齿设计时应注意：取模时首先要保持患者的正常体位，维持呼吸道通畅，保护唇部黏膜不被划伤；如果患者牙齿缺失较多，义齿设计应以黏膜支持为主，尽量扩展基托范围，卡环设计应利于余留牙的稳定及取戴方便；缩小人工牙颊舌径的宽度，减少侧向殆力或缩短游离距，避免因殆力过大而造成基牙松动或松动增大及牙槽骨吸收。尤其是原垂直距离减小，上颌或下颌前突者确定颌位关系时不能按原拔牙前的垂直距离高度。对固位、稳定、磨损等问题，也要认真解决。对初戴义齿产生急躁情绪，一时无法接受义齿，稍有问题便认为过去不戴义齿也能吃饭，戴义齿问题多，反而太麻烦。多数牙缺失的患者，要佩戴活动义齿，需要医师耐心解释，嘱其需要适应，出现问题及时复诊解决。并让患者知道不戴义齿的不良后果。遇到个别患者对义齿期望值过高时，应让其认识义齿的咀嚼功能仅能达到自然牙列的 30% ~50%。另外，对于患有高血压、心脏病及神经衰弱等全身性系统性疾病的患者，应在治疗前给予必要的安慰，仔细向患者解释牙体预备时的疼痛程度，以解除其恐惧心理。同时注意防止在进行牙体预备时紧张、疼痛、过敏而发生意外。通过心理学知识的临床应用，改善认知，提高心理应对能力，使患者以最佳心理状态接受治疗。所以，口腔修复不仅是单纯恢复患者生理功能，而且是可以同时满足患者生理和心理需要。建议缺牙患者应及时修复，以减少在生理、病理、心理方面的不良反应。口腔修复医师应具备一定的心理学知识，提高心理服务意识，在诊治过程中给予患者不同的心理支持，在减轻患者病痛的同时尽可能缓解患者的不良情绪或心理问题，使患者在治疗过程中积极配合，增加患者满意度，提高临床修复治疗的综合效果。

最后是关于老年缺牙患者修复治疗过程中的伦理思索。老年缺牙是一个非常普遍的现象，运用老年口腔修复学的理论基础，从临床实践出发，探讨目前临床对老年失牙患者治疗过程中存在的伦理道德问题，如：不能耐心、仔细听取患者的要求，未能达到医患充分交流从而失去老年患者的信任；口腔检查不仔细忽视患者全身情况，为制作一个高质量的修复体埋下了隐患；修复体的设计未考虑老年人的生理及心理特点，操作缺乏严谨、规范。

在现代社会中，老年人作为一个特殊的人群代表，在人口比例中呈逐年上升趋势，2004 年，长沙召开的全国 31 城市第 17 次老龄工作联席会议透露：据预测，全国性的人口老龄化高峰将在 2030年左右到来，并持续 20 多年，这将给国家和社会带来不小的压力。而随着牙列缺损、缺失的老年患者的逐渐增多，包括可摘局部义齿在内的修复方法已成为提高患者生活质量、促进身心健康的一项重要康复保健措施。

第七节　可摘局部义齿的生物力学研究

在可摘局部义齿的设计与制作中，需要对各类牙列缺损及口腔修复体的力学性质，牙体预备形态、修复材料的选择、义齿结构设计、义齿固位体设计、人工牙排列方式等方面的生物力学性质进行分析，以便优化可摘局部义齿的设计、制作与材料选择，有利于口腔软硬组织的保护以及提高修复体的效能和使用寿命。通常采用的研究方法有以下几种。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、可摘局部义齿的生物力学研究的常用方法

(一) 实验应力分析法

实验应力分析法是利用物理模型或实物对构件进行应力分析的一种方法，主要由基础理论和工程技术相结合，可以对构件进行应力(stress)、应变(strain)和位移(displancment)的分析。常用的方法有：电测法、光测法等。

1. 电测法

又称为电阻应变测试法（electronic resistance strain gauge techniques），是实验应力分析方法中最基本的方法之一。其原理是以电阻应变片作为传感元件，将测点的应力转变成电压信号，然后以应变的标度给出。即通过贴于被测物体表面的电阻应变片，将物体表面指定点的应变情况由电阻应变仪用数字显示出来。电测法是应力分析的基础，可直接用于各种修复体的应力分析。

2. 光测力学应力法

即光弹实验应力分析法（photoelastic experimental stress analysis），是将光学和弹性理论相结合，用以对结构或零件进行应力分析的实验方法。其基本原理是当偏振光通过加载的具有特殊光学性质的透明塑料时，这些材料由原来的光学各向同性体变为各向异性体，发生双折射现象，使实验模型内出现条纹。在实验中将光弹性材料制成的模型放入光弹仪中，加载外力，在单色光光源的照射下，出现黑白相间的条纹；而在白光光源的照射下出现彩色条纹，这些条纹称为等差线或等色线(isochromatic fringe)。等色线与应力强弱有关，等色线越多，越密集，应力越大。常用的光弹模型材料为环氧树脂。光弹性应力分析法具有直观性和全场性的优点，可用于分析各种形状的复杂构件和物体的表面应力及其内部的应力，适宜于研究几何形状和加载条件复杂的物体(见图 8-7)。

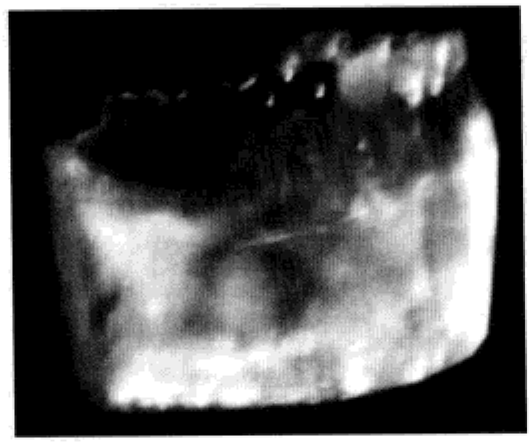


图 8-7 光弹实验应力分析法示意图

3. 光测力学位移法

光测力学位移法，是以测量位移为主的力学研究方法，它是利用光的干涉，从被测物体的干涉条纹中求出物体表面上各点的位移。主要有下面几种方法：

(1) 云纹法(moire)

云纹法是把一块参考光栅投射到三维物体的表面上，其影像随物体的形状而变形，成为变形光栅。而参考光栅则不随物体变形(基准栅)。当参考光栅观察变形光栅时，可以看到明暗相间的条纹。这些条纹是由变形光栅与参考光栅叠加、遮挡所引起的，称为云纹条纹。选择合适的光线，可以使干涉条纹成为物体表面的等高线。用照相方法记录等高线云纹图。云纹法可测量物体的位移场和应变场。光栅是形成云纹并影响图像清晰度的关键元件。随着全息光栅制作技术的成熟和各种纳米级分辨率电子显微镜的出现，逐步形成了纳米云纹法，为纳米范围的变形测量提供了有效的手段。

(2) 激光全息干涉法(laser holographic interferometry)

激光全息干涉法是两次曝光法。即在试件测试前未变形时用全息底片曝光一次，当试件受力后发

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

生变形时，再在同一底片上曝光一次，全息底片将试件测试前后变形情况的全部信息都记录下来。底片经显影、定影后放回原光路系统，经过再现则有试件变形前后两个物体光波。由于变形前后两物体的光波有相位差，此两物体的光波将发生干涉，形成干涉条纹。利用干涉条纹图可以获得试件位移变化的值。激光全息干涉法是一种非接触式无损坏全场测试方法，测量灵敏度可达微米量级。

（3）激光散斑干涉法（laser speckle interferometry）

激光照射在物体的反射表面时，由于物体表面是粗糙的，所以每一点都散射光线，从而表面出现一些细小的任意分布的亮暗斑，由于激光光源的高相干性，将一个物点散射的光和其余物点散射的光相干涉，且随机形成杂乱的干涉图样，即为散斑。分析散斑图样，可以获得物件相关的特性（变形、平移等）信息。激光散斑干涉法除具有激光全息干涉法的优点外，还具有光路简单，试验条件要求较低，计算方便，精度可靠等特点。

（二）理论应力分析法

是应用材料力学和弹性理论求得应力分布的理论解答，并涉及基本物理学法则的运用和一些基本公式，常需要进行大量复杂的数据处理，须借助计算机寻求数值计算结果，包括有限元分析法和无限元分析法。

1. 有限元应力分析法（finite element stress analysis）

是一种求解连续介质力学问题的数值方法。它将连续的弹性体分割成一系列有限个力学单元，组成一个单元的集合体，以代替原来的连续体，并逐一研究每个单元的性质，从而获得整个弹性体的性质（见图 8-8）。近年来，有限元模型已经广泛应用于活动义齿研究的各个领域，包括义齿的各个部分和整体的设计、材料的选择等方面。随着计算机硬软件技术的不断改进，研究的效率大大提高，运算结果的可信度也极大地提高。

由于有限元法是以有限于空间的网格剖分为基础，剖分越细计算越精确，而剖分过程则有一定的限度，并且所计算模型任意部位的应力、应变值也是该子空间区域的平均值，使其计算精度也受到限制，不能计算这些区域任意一点的应力、应变值，特别是口颌系统生物组织及修复体模型构成复杂，形态变化大，对于那些应力集中，形变剧烈的区域，使用有限元方法则有一定的困难。而无限元方法则能克服这些不足，解决此类问题。

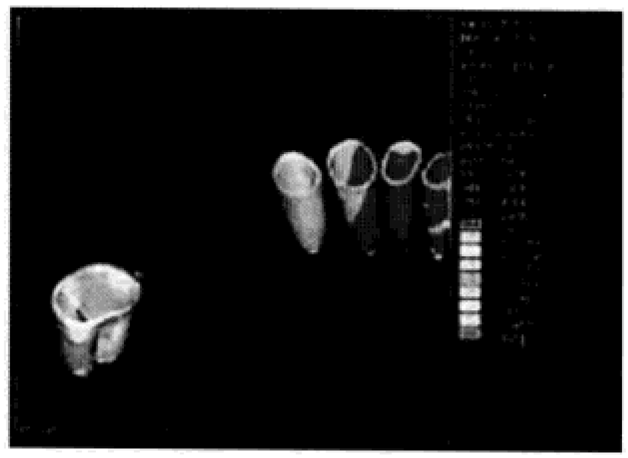


图 8-8　有限元分析法示意图

2. 无限元应力分析法（infinite element method）

无限元方法是在有限元理论基础之上，将无限剖分与有限元方法相结合，允许在应力集中、形变剧烈等区域按一定的比例常数使用无限相似网格剖分，通过所剖分每一层形成的组合刚度矩阵，叠加成总刚度矩阵而求解代数方程组。因此，无限元方法的核心问题是如何求解无穷多个单元。计算中通过改变比例常数来调整剖分和计算精度，从而计算所选部位任一点的应力、应变值，速度快，效率高。

下面分别从可摘局部义齿的组成、材料选择、分类设计等几个方面探讨其中的应力分布情况。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、卡环固位体的生物力学分析

（一）卡环的组成与固位力的选择

卡环是可摘局部义齿的主要固位体，是利用金属的弹性使卡环臂尖进入基牙的倒凹区而起到固位的作用。卡环的其他组成部分如卡臂肩、对抗臂、邻面板与𬌗支托还能起到稳定和支持的作用。

传统的观点认为使用多个卡环更有利于提高义齿使用的成功率，而且基牙受力更加均匀。但现在的观点认为，卡环的固位力并非越大越好，一般情况下，一个卡环组的固位力应控制在前磨牙 3.4~4.4 N，磨牙 4.9~5.9 N 为宜。一副活动义齿的总固位力达到 7.8~14.7 N 即可满足临床要求，卡环的数目一般为 2~4 个。当义齿的卡环固位力不足上述数值时，应考虑利用卡环间的相互制约作用和基托吸附力等方法来增加固位力，以避免使单个基牙受力过大。

现在多数学者认为无论何种类型的牙列缺失，可摘局部义齿选择 2 个卡环作为直接固位体是充分而且合适的。有实验证明卡环数目的增多与义齿固位力的增加并非呈线性的关系。其原因是：简单的义齿设计可以减小基托面积，患者更容易适应；两个卡环即能够产生足够的固位力；两个卡环连线构成的一条卡环轴线将义齿分为两部分，可以通过间接固位体提高义齿的稳定性。

（二）影响卡环固位力的因素

影响卡环固位力的主要因素有以下几个方面。① 基牙的形态，主要包括基牙倒凹的深度和坡度。② 卡环臂的形态，包括卡环臂的长度、厚度、宽度、卡环臂的截面形态，以及卡环臂的斜度（从上臂往下臂逐渐变细时）。③ 卡环臂的材料特性，包括材料的机械性能（弹性、刚性、杨氏模量等）。④ 卡环之间的交互作用。

1. 卡环进入倒凹区的方向对固位力的影响

根据卡环臂从牙齿的𬌗面或龈缘进入牙齿倒凹区的方向，分为𬌗向戴入式卡环和龈向戴入式卡环。

最常用的圈形卡环是从基牙𬌗面经观测线后进入倒凹区的，利用卡环臂的自身弹性使之紧贴牙面，对抗义齿的脱位力。在义齿的反复摘戴过程中，卡环臂长期受到弹性形变产生的应力作用，使卡环臂的弹性下降而发生永久变形，将导致卡环固位力的逐渐丧失。

从龈缘进入倒凹区固位的卡环臂叫龈向戴入式卡环，如杆形卡环。卡环臂从外形高点线的龈方进入倒凹区，形成一种推式固位。所以杆形卡环在就位时比较容易，而在摘出时则比较困难。有实验对 I 杆式卡环固位力进行测定，结果在 0.25 mm 倒凹内固位力为 11.7 N，具有较理想的固位效果。如果卡环臂的长度、弹性、倒凹的深度等因素相同，那么杆形卡在义齿脱位时由于其行程所起的有效推力作用，其固位作用较𬌗向戴入式卡环大。

2. 基牙的倒凹深度对卡环固位力的影响

卡环能获得较大固位力，是可摘局部义齿达到理想修复效果、行使最佳咀嚼功能的必要条件。不同的基牙条件，其卡环适宜的倒凹深度也不一样。卡环进入基牙倒凹的深度是决定卡环固位力大小的重要因素。现在一般认为锻丝卡环在长度不小于 7 mm 的条件下可以进入基牙 0.5 mm 的水平倒凹深度，适用于前磨牙和尖牙的𬌗向戴入卡环；而钴铬合金铸造卡环在长度不小于 15 mm 的条件下可以进入基牙 0.25 mm 的水平倒凹深度，适用于磨牙的𬌗向戴入卡环及前磨牙的龈向戴入卡环。

一副可摘局部义齿适宜的卡环固位力应在

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

200~1 000 g 之间，如果卡环进入倒凹过深，卡环的固位力就会增加，在就位与摘出时将对基牙造成损伤，甚至使卡环臂发生永久变形和疲劳折断。因而，有学者认为，不锈钢丝卡环进入基牙的固位倒凹深度应在 0.5 mm 以内，铸造卡环进入基牙的固位倒凹深度应在 0.25 mm 以内。也有学者认为锻丝卡环进入 0.25 mm 倒凹深度即可提供足够的固位力。钴铬合金卡环由于具有较大的弹性模量，进入基牙的固位倒凹深度应小于 0.5 mm。现在一般认为，钴铬合金铸造卡环在前磨牙的固位倒凹深度应在 0.25 mm 以内，磨牙在 0.375 mm 以内，锻丝卡环的固位倒凹深度在 0.75 mm 以内。

有实验通过改变基牙倒凹的深度、卡环臂的半径来测量圆环形卡环的固位力。当倒凹深度为 0.25 mm 时，固位力相当于倒凹深度为 0.5 mm 时的 50%~60%。若卡环臂横截面的直径增加 1 倍，固位力则增加 8~10 倍。

国内学者张富强等(2003)采用 Chatillon 测力仪测定临床常用钴铬合金铸造三臂卡在前磨牙和磨牙的 0.25 mm、0.50 mm、0.75 mm 3 个倒凹深度上的固位力。结果显示，不同基牙、不同倒凹深度对于卡环固位力均存在显著影响。在材料弹性极限内，卡环固位力与卡环进入基牙的深度成正变关系，倒凹深度越大卡环固位力也越大；而在相同的倒凹条件下，磨牙卡环的固位力比前磨牙卡环大。这是由于卡环臂不是直线形而是呈弧形包绕基牙，较长卡环臂因与基牙牙面的接触面积增加而摩擦力变大，因而其固位力也相应较大。

3. 卡环与牙面间的摩擦系数对固位力的影响

卡环与基牙之间所形成的固位力主要来自卡环与牙面间的摩擦力，而卡环与基牙间的摩擦系数与卡环的固位力大小成正比。影响卡环与基牙之间摩擦系数大小的因素主要有：

(1) 口腔环境的差异

金属卡环与天然牙釉质表面，在存在唾液的口腔环境中，两者之间的摩擦系数大约为 0.2；干燥环境中卡环与基牙间的摩擦系数明显小于有唾液存在的湿润环境。因此良好的口腔环境有利于加大卡环与基牙之间的摩擦系数，从而使固位力增大。

(2) 卡环材料的差异

硬性合金(钴铬合金)和软性合金(IV 型金合金、高钯合金等)与牙面之间的摩擦系数存在差异。软性合金(IV 型金合金、高钯合金等)卡环与牙面之间的摩擦系数始终保持在 0.2 左右。

(3) 制作工艺的差异

喷砂处理后的钴铬合金铸造卡环内面与金属冠修复后基牙表面间的摩擦系数可高达 0.32~0.36，由此产生的较大摩擦固位力可能造成义齿的摘戴困难；而打磨、抛光后硬性合金(钴铬合金)卡环与牙面间的摩擦系数又明显减小至 0.09~0.14，显然也显著减小了卡环的固位力，因此对钴铬合金卡环组织面宜适度少量抛光，以保持卡环与牙面间适当的摩擦系数。

有学者根据摩擦学原理，模拟临床情况设计了一种摩擦系数的测试方法。测得钴铬合金铸造卡环组织面与牙釉质面间，在干燥状态下的静摩擦系数为 0.254±0.016。常规制作的不同粗糙度的钴铬合金铸造卡环与牙面间静摩擦系数变异较小，无显著性差异。实验测得的静摩擦系数可用于干燥状态下对卡环固位力的计算。但对于有唾液润滑时，两者之间的摩擦系数还需要进一步的实验研究。

(4) 基牙冠修复材料的差异

常用的冠修复材料包括：普遍金属、贵金属、金属烤瓷牙及全瓷牙等。冠修复材料的差异导致了与卡环之间摩擦系数的差异及固位力的差异。

4. 卡环的形状、粗细等参数对固位力及应力分布的影响

卡环的弹性不仅与材料的机械性能有关，而且

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

还与其几何外形有关。如何在特定基牙上合理设计卡环，除了考虑卡环固位力的大小，也应尽量减少基牙所承受的侧向力和扭力，以保护牙体牙周组织。卡环的弹性越大，传递到基牙上的侧向力就越小。卡环臂的弹性与许多因素有关，尤其与卡环臂的长度、直径、由体部向游离端逐渐变细的形状等均有密切的关系。

（1）卡环臂的横截面形态

卡环臂横断面形态因所用的材料和制作方法不同而异，常用的有圆形、半圆形和扁圆形 3 种。圆形横断面卡环臂比半圆形的弹性大，圆形卡环臂的截面各个方向均有弹性，但卡环制作中很难通过铸造和磨光获得均匀的圆形截面。铸造卡环臂基本上都是半圆形的，半圆形的弹性将会限制在一个方向上。半圆形卡环可以弯曲而离开牙面，但不能做横向弯曲（或横向调整）。因此，铸造卡环固位臂更适合于牙支持式可摘局部义齿，只有在义齿摘戴时卡环臂才发生弯曲形变。

卡环臂正确的形态是获得良好弹性的重要因素。理想卡环臂应设计成圆形或半圆形横断面，并且由卡环体部向末端逐渐变细的锥体形。卡环臂如果不具备末端逐渐变细的锥体形状，最终将造成卡环体部折断。Morris 等（1983）提出卡环形状（厚度、锥度）的细微差异，将使它们的弹性发生明显的变化，下列公式说明了这个问题。

$$D=4PL^3/EWt^3$$

式中：D——弹性系数；L——长度；E——弹性模数；W——宽度；t——厚度；P——外力。

从式中可以看出，在弹性模数 E 不变的条件下，$P\propto Wt^3$，显然，随着宽度（W）、厚度（t）的改变，使卡环发生一定量弹性形变的力（P）也将产生成正比的改变。

在对无锥度及有锥度两组相同长度卡环的弹性变形测试中，无锥度卡环的弹性形变力明显高于有锥度卡环，而且随卡环长度的递减这种差异越显著。如卡环锥度过小、长度过短在脱位时产生的过大侧向力传递到基牙，长期过度负荷将严重影响牙周组织的健康。Sato 等通过二维有限元分析提出卡环锥度为 0.8 时，弹性形变产生的应力最低，并将最有效地减少疲劳和永久变形的发生。

有学者通过光弹实验研究了锻丝卡环和铸造卡环在卡环尖的展开方向上加力时，卡环壁上的应力分布情况。锻丝卡环各部分的横截面均相同；铸造卡环从卡环体向卡环尖呈现出逐渐变细的斜度。研究发现锻丝卡环的卡环体部条纹集中，铸造卡环的条纹分布较为均匀。这是因为在锻丝卡环的体部易集中应力，因而此处容易折断。当铸造卡环有适当的斜度时，应力分布较为均匀，卡环则不易折断。因而在制作卡环时，卡环的横截面和斜度是非常重要的。

（2）卡环臂的长度

在其他因素相同时，卡环臂越长，弹性越大。例如，圆环形卡环臂的长度应从其开始均匀变细的起点开始测量，卡环臂应从起点到末端均匀地变细。杆形卡环臂应从其与金属基托或塑料基托相连处开始逐渐变细，其长度也是从此起始点开始测量。虽然杆形卡环臂通常比圆环形卡环臂长，但其弹性不大，因为半圆形卡环臂的曲折变化，使其弹性与总长度不成比例。

卡环的弹性与卡环臂长度成正比。根据刚性计算公式：

$$S=Ebh^3/4L^3$$

式中：b——宽度；h——厚度；E——弹性模量；L——长度；S——刚度。

从式中可以看出，卡环臂长度（L）越长，刚度（S）越小，弹性就越大。进入倒凹区的卡环臂越长，使卡环发生永久变形的力也就越大。有实验证明卡环臂的长度增加 1 倍，引起卡环发生永久变形的力将增至原来的 8 倍。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

钴铬合金铸造卡环如果进入基牙 0.25 mm 的倒凹深度，卡环臂至少需要 15 mm 长度才能使之在弹性极限内发挥固位功能而不产生永久变形。Marei 在对圈形卡环（round clasp）和圆环形卡环（half round clasp）的脱位力比较实验中，证明长度的增加提高了卡环臂的弹性，且较长卡环臂因与基牙牙面的接触面积增加，摩擦力变大，从而使固位力也相应较大。因此，卡环臂长度的增加在某种程度上可减轻义齿对基牙施加的扭力。

（3）卡环臂的直径

当其他因素相同时，卡环臂的平均直径越大，弹性越小。如果卡环臂为绝对均匀的锥形，平均直径位于从起始点到末端之间的中点。如果锥形不均匀，就会存在一个弯曲点，也是一个薄弱点，无论整条卡环臂的直径如何，都将会影响其弹性。

卡环臂横断面的直径与弹性成反比，卡环臂越粗厚使其脱位的力就越大。钴铬合金弹性模数最高而弹性最低，不锈钢丝弹性最高，而钛合金、金合金居中间。这意味着同样断面直径的钴铬合金卡环比金合金要硬，使卡环移位的力也更大。因而在制作卡环时，钴铬合金卡环要取得相同的弹性一定要比金合金卡环做得细些。而镍钛合金由于其超弹性、刚性低，因此 0.8 mm 直径的镍钛合金卡环将不能提供足够的固位力。

对常用的 18 号（直径 1.00~1.10 mm）、19 号（直径 0.90~0.95 mm）、20 号（直径 0.80~0.85 mm）卡环的弯曲测试中证明，随着卡环直径的增加，卡环的坚硬度、弹性应力相应增加；相反弹性则相应的降低。设计卡环时应根据基牙的条件选择合适的型号。研究证明，直径 19 号或 20 号的铸造圈形卡环的弹性，与 18 号锻丝卡环弹性相近。

5. 卡环的材料特性对固位力的影响

卡环通过卡环臂进入基牙倒凹产生卡抱力。卡环臂进入基牙倒凹的深度越深，所产生的卡抱力就越大。但如果卡环臂进入倒凹的深度超过卡环的弹性极限，则在临床反复摘戴义齿后，卡环将产生塑性变形，并最终影响到卡环的卡抱力及义齿的使用寿命。因而，临床医师应根据义齿的设计要求及患者的具体情况，选用不同的金属材料制作卡环。

卡环进入固位体倒凹的深度与制作卡环的合金材料的特性密切相关。对卡环材料的要求主要有：首先，有足够的强度，不易变形；其次，有一定的弹性，义齿就位时卡环臂能顺利通过突点进入倒凹区与牙面贴合，而基牙不会因此受力而发生创伤和移位；还要耐腐蚀、不变色，易于焊接，能保持光洁度。

目前临床常用于制作卡环的材料有：镍铬不锈钢、钴铬合金、钛合金和金合金等。纯钛及钛合金卡环比钴铬合金卡环能进入更深的倒凹而不易发生永久形变，并可长期保持弹性固位力。但纯钛的抗疲劳弯曲性能明显低于钴铬合金、金合金（Type Ⅳ）和钛合金（Ti−6Al−4V）。近年来，由于金属的过敏及对美观要求的日益增高，一种特殊的树脂卡环应用于临床修复中。其主要成分为聚甲醛（polyoxymethylene，POM）。

不同的卡环材料具有不同的弹性。虽然铸造金合金的弹性大于铸造钴铬合金，但因为铸造卡环的结构特点，使其无法达到锻丝卡环的弹性和可调节性。锻丝卡环是通过拉丝成型的，其强度优于铸造卡环臂。锻丝卡环的抗拉强度至少比铸造卡环大 25%，因此锻丝卡环可以采用较小的直径来获得较大的弹性，而不会发生疲劳和折断。

在卡环材料性能的研究中，弹性（flexibility）和刚性（stiffness）是两个重要的指标。材料的弹性大小决定了卡环可以进出而不发生永久变形的倒凹深度；而材料的刚性则与卡环对基牙施加的侧向力大小有关。

（1）钴铬合金

在现阶段临床常用的卡环材料中，钴铬合金的弹性模量最大，刚性高而弹性最低，因此钴铬合金卡环进入倒凹的深度应在 0.25~0.5 mm 之间比较

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

合适。但在下面两种情况时，卡环臂进入倒凹的深度会加深：放置卡环的基牙有伸长、倾斜或扭转；当需要在前牙、前磨牙处放置卡环时，出于美观的考虑，希望颊侧卡环臂置于更靠近龈端的地方，使之看起来更"隐蔽"。

有实验比较了 cpTi、Ti-6Al-4V 两种钛合金和钴铬合金铸造卡环分别在 0.25 mm 及 0.75 mm 倒凹深度上的固位力。钴铬合金卡环和钛合金卡环在 0.25 mm 倒凹深度上，其固位力大小在 191~555 mN 之间，两者之间无统计学差异。而在 0.75 mm 倒凹深度上，钴铬合金卡环的固位力增加到 600~891 mN。这样大的固位力将损伤基牙的健康，而且卡环在就位后发生永久变形的概率也将更高。因而，钴铬合金卡环较大的坚硬度决定了其不适合进入过深的倒凹。

有学者研究了 6 种非贵金属铸造卡环弹性极限及其相应的卡抱力，5 种钴铬合金和 1 种 18-8 镍铬不锈钢铸造卡环试件，应用万能材料试验机测试采集试件加载变形及其卸载回复全过程的电信号，通过 A/D 转换器将电信号转换成数字信号并贮存于计算机中；应用基于 MATLAB 平台开发的计算机绘图软件处理分析、计算铸造卡环弹性极限及其相应卡抱力。结果显示不同品牌的钴铬合金铸造卡环弹性极限及其相应卡抱力不同。18-8 镍铬不锈钢铸造卡环的弹性极限及其相应卡抱力最低。在进入倒凹长度为 5.0 mm、铸造卡环支撑处的厚度和宽度分别为(0.71±0.03)mm 和(1.31±0.03)mm 时，其弹性极限范围是 0.28~0.33 mm，相应的卡抱力范围是 14.42~19.28 g，铸造钴铬合金卡环依材料生产厂商不同而有差异。因而，在临床工作中，应根据不同厂商生产的铸造钴铬合金性能，结合倒凹长度、坡度及卡环粗细选择进入倒凹的深度，以获得较理想的固位效果。

在对铸造卡环和锻造卡环的卡抱力测试实验中，采用万能材料试验机测试不同厂家铸造钴铬合金卡环、镍铬不锈钢卡环及不同直径锻造卡环变形 0.6 mm 的变形力。ϕ1.0 mm 锻造卡环的卡抱力最大(23.4 N)，其次是 ϕ0.9 mm 锻造卡环(14.4 N)及铸造钴铬合金卡环(13.2 N)，ϕ0.8 mm 锻造卡环的卡抱力略小(12.2 N)，铸造镍铬不锈钢卡环卡抱力最小(11.5 N)。因铸造卡环的横截面呈半圆形，与基牙是面接触，而锻造卡环的横截面是圆形，与基牙是线接触，可见相同卡抱力的情况下，铸造卡环的固位力大于锻丝卡环。卡抱力越大，卡环对基牙的侧向作用力也越大，将不利于基牙牙周的健康。因此，在满足固位作用的前提下，卡环的卡抱力不宜太大。建议多采用铸造钴铬合金卡环；若基牙牙周条件较差，则建议采用 ϕ0.8 mm 的锻造卡环。

另有学者分析了 3 种活动义齿基牙及其支持组织表面的应力分布。采用电阻应变法，比较双侧游离端可摘局部义齿修复中锻造卡环、铸造卡环和隐形义齿对基牙牙周组织表面应力的差异。在相同加载条件下，3 种卡环对基牙根尖部牙周组织的拉、压应力无显著性差异，而对牙颈部 1/2 牙周组织及牙槽嵴的应力差异显著。应力最大的是铸造卡环，其次是锻造卡环和隐形义齿，这主要是因为铸造卡环的横截面呈半圆形，与基牙呈面接触，而锻造卡环和隐形义齿与基牙呈线接触。可见铸造卡环对基牙颈部的侧向力较大，易引起牙槽骨吸收，牙齿松动。对于基托下组织所承受的应力隐形义齿明显大于前两者，而铸造卡环和锻造卡环间差异不显著，可能是因为隐形义齿基托与卡环之间为一整体，𬌗力首先传导至基托下，因此易引起基托下牙槽骨的吸收。

有学者研究了 3 种常用金属卡环弹性形变与卡环进入倒凹深度的关系。使用作者自行设计的卡环张开位移钳，在电子万能材料测试仪上测试 3 种金属卡环的弹性形变。其中，不锈钢丝卡环弹性最高，18-8 铬镍合金铸造卡环弹性较差，钴铬合金铸造卡环弹性最小。因此，不锈钢丝磨牙卡环进入倒凹的深度可大于 0.5 mm，双尖牙卡环进入倒凹的深度为 0.5 mm；铸造合金磨牙卡环进入倒凹的深

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

度应小于 0.5 mm，铸造合金双尖牙卡环进入倒凹的深度应小于 0.25 mm。由于双尖牙的卡环体小于磨牙卡环体，其弹性不如磨牙卡环弹性。当双尖牙铸造卡环张开位移增至 0.3 mm 时，撤力后残余位移明显增至 0.1 mm 左右。因此，根据双尖牙铸造卡环弹性形变的程度，在设计和制作时，双尖牙铸造卡环进入倒凹的深度应小于 0.25 mm。否则就容易发生卡环超过其弹性形变限度，使卡环臂发生变形，与基牙接触不良，从而影响卡环的固位效果。

（2）钛合金与金合金

钛合金的弹性模量较低，刚性比钴铬合金小，因而，钛合金卡环固位臂可以进入比钴铬合金卡环更深的倒凹内，而对基牙产生的扭力和侧向力则较小。同样，金合金卡环固位力在较浅倒凹内与其他材料无明显差异，但在更深的倒凹上则显示出它良好的弹性和抗疲劳特性。因此钛合金、金合金卡环的倒凹深度适合范围比钴铬合金大。

钴铬合金卡环为了获得足够的弹性，长度需达到 15 mm，卡环臂尖端进入倒凹的深度不超过 0.25 mm。钛的弹性模量比钴铬合金低，因此卡环臂可以进入更深的倒凹而不会对基牙造成太大的扭力，并可以维持足够的固位力。有实验研究了纯钛及 Ti-6Al-4V 铸造卡环可以进入基牙 0.75 mm 的倒凹深度。在模拟了 3 年的临床使用后，认为在 0.75 mm 的倒凹深度下，其固位力的丧失明显小于钴铬合金卡环，90%的患者使用 2 年后卡环没有发生永久变形。

（3）树脂卡环

有学者研究了树脂卡环，其主要成分为聚甲醛，也叫乙缩醛树脂（acetal resin，一种热塑聚合树脂）和钴铬合金卡环的固位力和变形量，实验在去离子水中模拟了临床 36 个月的反复摘戴运动。实验发现：

① 直径为 1.2 mm 和 2 mm 的树脂卡环的固位力明显低于钴铬合金卡环，分别为：0.11 N、1.75 N，而钴铬合金卡环的固位力为 6.81 N。一般卡环的固位力应达到 5 N 才能满足临床要求，因而单一树脂卡环的固位力并不能满足临床要求，但如果采用 2~3 个树脂卡环联合应用，并充分利用其中的交互作用就可满足临床固位力的要求。

② 树脂卡环的抗疲劳能力较强，能长期保持卡环的弹性固位力，在 7 个实验周期后其固位力无明显的改变。

③ 而钴铬合金卡环的固位力则随摘戴次数的增加而明显地下降，在模拟临床使用 24 个月后，固位力下降了一半。尽管如此，由于钴铬合金的初期固位力高，其值仍显著高于树脂卡环。

④ 在临床应用中，树脂卡环应有更短的长度、更大的横截面积，并应用于较大倒凹区，以便获得足够的固位力。因而可应用于美观和牙周健康为主要考虑因素的可摘局部义齿中。

⑤ 树脂卡环的弹性模量为 2.9~3.5 kN/mm²，而钴铬合金的弹性模量为 22.43 kN/mm²，因而树脂卡环的刚度小，弹性高。

在对树脂卡环的另一项研究中，有学者得出了相反的结论，认为乙酰基树脂直接固位体在 3 年模拟临床应用中，有较金属固位体明显的变形，从而导致固位力的丧失。从船面观察树脂卡环的形变量为（0.09±0.8）mm，而金属卡环的形变量仅为（0.01±0.9）mm，两者之间差异显著。

另一项研究针对树脂卡环的弯曲特性和表面抛光。Turner 认为如果要获得 15 mm 长，1 mm 粗钴铬合金铸造卡环的强度，树脂卡环应更短和更粗，长度和直径分别为 5 mm 和 1.4 mm。而较适宜的抛光方式为专用的 Polish-D 抛光石加橡皮轮抛光。

6. 反复摘戴对卡环固位力的影响

卡环的弹性对固位有很大影响，而材料长时间受应力而产生弹性变形，将导致其弹性极限的下降，这种现象被称为“疲劳”。长期反复摘戴义齿，卡环进出基牙倒凹区持续发生弹性形变，将导致其疲

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

劳变形，并最终导致卡环固位力的降低。影响卡环发生疲劳变形的因素主要有：制作卡环的材料特性；卡环使用时间的长短；基牙的牙体形态与卡环臂的形态；卡环的制作工艺。

在对一组不同尺寸的钴铬、镍铬合金卡环进行变形循环测试后，结果显示卡环长度越短、横断面直径越大、锥度越小，将更早、更多地发生永久变形。而断面直径大、长度短及弯曲半径小的锻丝卡环容易产生较大的永久形变。

卡环固位力随摘戴次数增加而减小，二者存在线性关系，且不同基牙、不同倒凹的固位力衰减率之间有显著性差异。有实验得出，从基牙牙体形态来看，前磨牙倒凹坡度较磨牙大，而卡环臂较短，卡环反复摘戴后更易疲劳。前磨牙 0.50 mm 倒凹组卡环经 400 次脱位后，其固位力反而小于 0.25 mm 倒凹组卡环的固位力；0.75 mm 倒凹组卡环固位力衰减最明显，达 0.767 kg。磨牙组卡环固位力衰减趋势比较相似，最终固位力仍以 0.75 mm 倒凹组者最大，0.25 mm 倒凹组卡环固位力最小。因此，钴铬合金铸造前磨牙卡环进入倒凹深度以 0.25 mm 为宜；磨牙卡环弹性较大，因此卡环进入倒凹的深度可较前磨牙更深。

这现象可能与基牙牙体形态及卡环自身长度有关。首先，前磨牙牙体颈部呈明显收缩的形态，尤其在 0.75 mm 深度处更接近牙颈部，使卡环进入的倒凹坡度较磨牙大，脱位时将发生更大的弹性扩张，更易于超过弹性极限而发生永久变形。其次，磨牙牙体较前磨牙大，其卡环臂较后者长。前磨牙卡环的卡臂短、弹性低，脱位时产生应力较大，金属很快发生疲劳。而基牙倒凹坡度大，卡环弹性扩张量多，就更易造成永久变形，使固位力明显下降。

有学者证明卡环长度增加一倍，引起卡环发生永久变形的力将增至原来的 8 倍。在对圈形卡环和圆环形卡环脱位力的比较实验中，证明长度增加提高了卡环臂的弹性。可以认为卡环弹性与卡环臂长度成正比，磨牙卡环弹性比前磨牙大。因此磨牙卡环可进入的不发生永久变形的倒凹应比前磨牙更深。除此之外，临床选择卡环适宜的倒凹深度时，还要考虑到基牙牙周情况和所能承受侧向力的大小，综合诸因素做出适当的选择。

由于各国学者采用的实验方法与选择的实验材料的不同，得到的结论也存在一些差异。在对 5 种金属卡环进行疲劳测试后得出：钛金属铸造卡环的疲劳强度比钴铬合金及金合金卡环低，而纯钛铸造卡环疲劳强度又比钛合金卡环低得多。如在各卡环上加 0.5 mm 永久变形的预应力后，钴铬合金与金合金卡环疲劳强度均有提高，相反纯钛及钛合金卡环疲劳强度却进一步降低。因此用钛金属制作支架，要避免加预应力。镍钛合金的铸件与上述所用铸造卡环合金相比，显示出超弹性能，弯曲 2.0 mm 后的永久变形近于零，能承受大的弯曲，并显示出较其他金属更优异的耐疲劳性，卡环长期摘戴后几乎无明显变形。镍钛合金正逐步成为专业钛合金，利用它的特性应用于铸造卡环，能更好地解决临床上一些问题。日本学者于 20 世纪 80 年代初，首先使用超弹性的镍钛合金作为铸造卡环用合金。镍钛合金除用于铸造卡环外，也可用于成品锻丝卡环。

纯钛和钛合金的抗偏向疲劳强度小于钴铬合金和金合金，即卡环在反复摘戴过程中通过基牙颊舌面突点时的抗折能力较弱。实验表明，各种金属材料发生偏向疲劳折裂时的加载次数依次为：纯钛 4 500 次、Ti-6Al-4V 20 000 次、金合金 21 000 次、钴铬合金 25 000 次。可见纯钛卡环的抗折能力最差，钴铬合金的最强。因此在制作钛支架义齿时卡环部位的蜡型应比常规钴铬合金厚，这样既可以提高卡环的抗偏向疲劳折裂能力，又可以避免由于蜡型过薄出现铸造缺陷的可能。

有实验对 4 种材料制作卡环的疲劳性能进行了研究，分别是冷弯卡环、铸造钴铬合金、金合金（IV gold alloy）和钛镍合金。设计了两个倒凹深度（0.25 mm 和 0.75 mm）及两种卡环粗细（0.8 mm 和

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1.4 mm)。模拟反复摘戴义齿 500 次，并测试其固位力。结果显示，钴铬合金和金合金卡环在 0.25 mm 的倒凹深度时即表现出固位力的逐渐下降。而 0.8 mm 和 1.4 mm 钛镍合金卡环组则分别保持 1.8 N 和 2.6 N 的固位力，锻丝卡环在疲劳循环后仍保持原有的固位力。尽管所有卡环疲劳循环后的固位力是相似的，但铸造钛镍卡环的固位力在反复摘戴后的变化是最小的。

(三) 几种特殊类型卡环的应力分布

1. I-型杆卡环

Sato 采用三维有限元的方法对 I-型杆卡的形状设计与应力分布进行了研究。

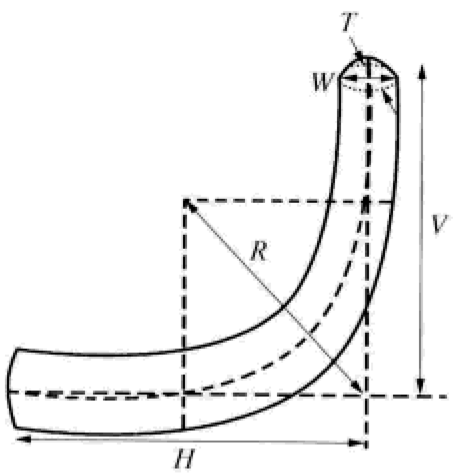


图 8-9　I-型杆卡的组成

如图 8-9 所示，I-型杆卡由水平部、垂直部和弯曲部 3 个部分组成，*T* 表示卡环尖端的厚度；*W* 表示卡环尖端的宽度；*R* 表示弯曲部的曲率半径；*H* 为卡环的水平长度；*V* 为卡环的垂直高度。实验得出了如下结论：

(1) 薄而宽的卡环形态最符合生物力学的要求，I 型杆卡尖端的锥度在 0.02~0.023；曲率半径在 2.75~3.0 之间时显示最小的应力。而窄而厚的 I-型杆卡会导致更大的应力集中，舒适度较差并容易导致食物嵌塞。

(2) 随着卡环的厚度、宽度、曲率半径和锥度的增加及垂直高度的下降，卡环所承受的应力水平下降。

(3) 随着卡环的厚度、宽度、曲率半径和锥度的增加及水平长度、垂直高度的下降，卡环的刚度增加。

(4) 卡环尖端的厚度和锥度是影响 I-型杆卡的应力分布和刚度的主要参数。在临床应用中，水平长度和垂直高度常受到局部解剖条件的限制，而卡环的厚度和宽度则是可以变化的。为达到足够的固位力及防止固位力的下降，卡环的宽度和厚度应适当增大。如果横截面是半圆形的，则适宜的 I-型杆卡的宽度在 1.4~1.5 mm 之间，厚度在 0.7~0.75 mm 之间。

以上的结论是针对钴铬合金 I-型杆卡的，尚未见对于其他金属材料的 I-型杆卡的研究。

在临床应用中，由于没有一个统一的标准，I-型杆的尺寸变化非常大。Sato 通过有限元的方法分析了临床 23 个钴铬合金 I-型杆修复体的应力分布。它们的尺寸、硬度及最大应力的变化很大，只有 6 个 I-型杆的硬度和应力分布是比较合理的。因而，应规范技工及临床操作，以保证修复体的使用效果和寿命。

2. RPI 和 RPA 卡环组

RPI 卡环组在义齿行使功能时，I 杆与基牙颊面脱离接触，基托下沉而不扭转基牙，𬌗力主要由牙槽嵴承担。脱位时则产生类似于二类杠杆的作用，义齿有良好的固位效果。

RPI 卡环组基托下组织的应力明显大于基牙牙周膜的应力水平，其分布较为均匀，提示 RPI 义齿的𬌗力主要由基托下组织承担。RPI 卡环组减小了基牙所受𬌗力，有利于基牙健康。对于条件较差的基牙，可防止因其受到过大𬌗力而导致其产生松动、疼痛等现象。在不同的加载条件下，基牙牙周膜的应力集中和应力大小均有显著差别。在垂直加载条件下，应力集中于义齿基牙牙周膜的近远中，而基牙近中有邻牙支持，可以分担一部分𬌗力，有利

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

于基牙的健康。在水平和斜向加载条件下，基牙牙周膜的应力分布规律相似，应力主要集中于基牙牙周膜颈部颊舌侧。斜向加载产生的应力为 3 种加载条件下最大的。基牙对于颊舌向䚡力的抵抗能力差，易于导致基牙松动、移位。两侧基牙牙周膜的应力值差别非常大，说明通过大连接体传递到对侧的䚡力并不大，䚡力主要由加载侧的基牙和牙槽嵴承担。

三、䚡支托的生物力学分析

放置䚡支托的位置一般有下列 3 种情况：设置在邻近缺隙侧基牙的近、远中边缘嵴上；设置在基牙的非缺隙侧；如果咬合过紧不易获得䚡支托的位置，也可设置在下颌磨牙的舌沟、上颌磨牙的颊沟、尖牙的舌隆突及切牙的唇外展隙。

1. 远中䚡支托（见图 8–10）

有学者主张采用远中䚡支托，认为远中䚡支托可防止义齿与相邻基牙间的食物嵌塞；大多数情况下䚡支托应当放置在邻近缺牙区。但在游离端义齿中，䚡力通过远中䚡支托作用于基牙，将基牙压入 0.01~0.07 mm，而基托压入黏膜组织的位移是基牙的 10 倍以上。因此，远中三臂卡会形成一个䚡支托为支点绕最远端基牙的旋转轴，引起义齿的翘动，进而造成牙槽嵴的吸收。而卡环臂尖在旋转轴的近中，对被卡抱的基牙产生的扭力类似于一类杠杆作用，加之三臂卡与基牙卡抱紧，使义齿与基牙接近于单端悬臂梁的结构，对基牙的扭力大，这种扭力会对基牙产生不可逆的损害。

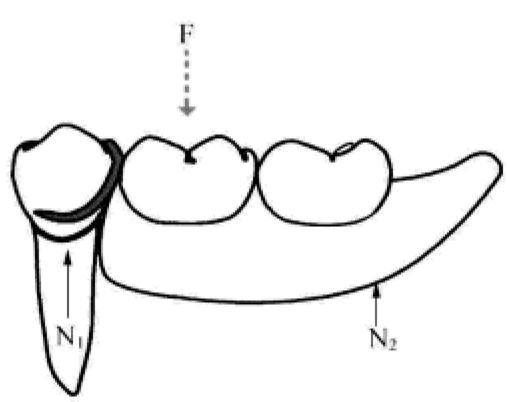


图 8–10　远中䚡支托受力示意图

2. 近中䚡支托

1963 年，Kratachvil 建议在游离端义齿的基牙上采用近中䚡支托，认为在相同条件下，近中䚡支托能够减少基牙上的扭力，使基牙得到近中天然牙的支持，使牙槽嵴受力范围更广，受力方向更垂直，减少了牙槽嵴的吸收。近年的多项研究结果表明，近中䚡支托与远中䚡支托相比，在同一部位加载时，基牙所受的应力和位移小，对基牙产生的损伤小。

有学者研究了末端游离缺损义齿䚡支托设计的理论基础。采用有限元法在末端游离缺损义齿的有限元模型上作远中、近中䚡支托设计，分别在人工牙及修复后的牙列（包括义齿及基牙）上作垂直向加载，测试基牙及基托下软组织的位移及应力值。结果提示：在同一加载条件下，近中䚡支托设计与远中䚡支托设计相比，基牙及基托下软组织的应力和位移值减小；基托下软组织的应力和位移值大于基牙；基牙及义齿整体加载时，各基牙应力分布规律与人工牙加载相同，但应力值增大；近中䚡支托设计使基牙受力更趋于轴向，因而可明显减轻基牙承受的负荷，减少对基牙的损伤，有利于基牙的健康。

有实验采用三维有限元的方法，对设计了 3 种䚡支托的下颌单侧游离端义齿，分别在人工牙上采用 9 种不同的加载方法，对邻近基牙支持组织的应力和位移进行了研究分析。远中䚡支托引起基牙支持组织的应力和位移值均最大；而近中䚡支托和双支托在近远中方向上，基牙牙周组织应力和位移的差异无统计学意义；无论是何种䚡支托应力和位移值均随加载点向远中移动过程中而逐渐减小。在加载力的作用下，越接近加载点，基牙所受应力和位移越大，因而采用近中䚡支托与远中䚡支托相比，基牙的受力点前移，在同一部位加载时，基牙所受

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的应力和位移小，对基牙产生的损伤小。

但也有学者认为，不管采用近中𬌗支托还是远中𬌗支托，只要限制𬌗支托的水平移动就能有效地减小基牙的水平位移。这一观点与多数学者主张远中游离端缺失时采用近中𬌗支托的观点有些差异。Murake H.(2004)采用三维非线性有限元接触分析的方法研究了近远中𬌗支托对基牙位移和牙周膜应力分布的影响。若在下颌第二前磨牙上使用远中𬌗支托，基牙颊尖向远中移动的最大距离为42 μm，当基牙垂直加载并允许水平移动时，牙周膜的主要压缩应力为0.35 MPa。尽管移位和应力值均大于近中𬌗支托，但其值相对较小，在组织的生理承受范围内。所以在近中或远中𬌗支托上施加单一垂直根向的加载均不会引起支持组织的机械损伤。而𬌗支托的水平移动则对支持组织的影响更大。

3. 𬌗支托与基牙长轴的关系

𬌗支托与基牙长轴的关系，由于各国学者采用的方法与描述的差异，存在一些分歧。传统的观点是将支托凹底预备成与基牙长轴垂直，这样可避免对基牙产生不良的推力，并通过𬌗支托将𬌗力顺基牙长轴的方向传向牙周组织。但也有学者认为𬌗支托凹底面与基牙长轴夹角应该略小于90°，底面轻度倾斜指向牙体中心，使𬌗支托与基牙形成球-凹关系，只有当该角度小于90°时，才能使𬌗力沿基牙传导，并且使义齿和基牙相互支持而不至分离；如果该角度大于90°时，𬌗力不仅不能沿着基牙长轴传导，而且还会产生使义齿离开基牙的滑移，导致对基牙的侧向力，可能使基牙移位。

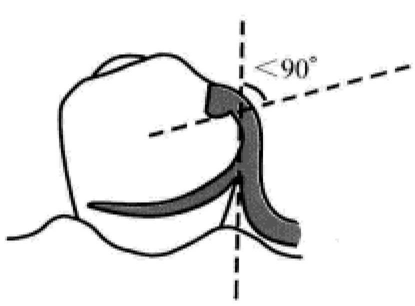


图 8-11　𬌗支托底面斜度示意图

也有学者提出，支托凹底应与基牙长轴的轴线约成正20°角，这样才有可能使𬌗力尽量沿基牙长轴传递，而不引起基牙的倾斜移位。有学者运用有限元和光弹应力分析的方法得出结论，𬌗支托凹底面应与基牙长轴垂线约呈20°(磨牙）或10°(前磨牙），这样𬌗支托所承受的作用力才能沿着基牙长轴方向传导而不会使基牙倾斜移位，此时基牙的最大应力在根尖。只要𬌗支托凹底的斜度不大于20°，义齿就不会有向远中滑脱的倾向。

有学者通过光弹应力分析法，研究了游离端义齿时𬌗支托设置的方式和𬌗支托凹的合理形式。结果表明，在4种𬌗支托方式中，以长支托者牙周受力最均匀；用近中𬌗支托者，基牙受力虽减小但牙槽嵴受力显著加大。4种𬌗支托凹的底部形式中，与基牙长轴垂线间呈正20°夹角者，其基牙牙周应力分布最均匀，显示受力方向基本上与基牙的长轴方向一致，且无向远中倾转倾向。20°斜坡并不会造成义齿向远中下滑，也不会发生𬌗支托与基牙的分离移动。在基牙条件允许的情况下，增加𬌗支托的长度，将有利于减轻偏心压缩作用。牙槽嵴是游离端义齿咬𬌗力的主要承担者，因此义齿基托的密合程度与伸展范围是影响义齿功能和基牙受力的主要因素。

但有学者认为所有支托凹底的倾角都是20°不太符合各基牙大小不一的特点，𬌗支托的适宜倾斜角应在10.8°~23.0°之间。在不损害基牙牙髓健康的前提下，增加𬌗支托的厚度比增加宽度更有利于提高支托的挠曲强度。

有实验采用有限元方法探讨双端基牙𬌗支托底面的合理斜度，由于𬌗支托底面斜度的不同，使基牙牙周膜应力集中区的位置、最大应力值及最大应力差值均不尽相同。𬌗支托底面与基牙长轴垂线的夹角以略大于0°为宜，在前磨牙为10°左右、磨牙为20°左右较为合理。此时前磨牙和磨牙的牙周膜中应力分布较均匀，故最大应力值和最大应力差值较小。当斜度大于30°后，基牙所受的侧向力明

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

退增大，致牙周膜中应力分布不均匀，最大应力值和最大应力差均较大。

在临床上，牙齿倾斜是常见现象。由于基牙倾斜后长轴方向发生变化，故此时𬌗支托底面与基牙长轴垂线的夹角要加上基牙的倾斜角，才是临床𬌗支托底面的真正斜度。当由于基牙倾斜而难免出现较大正夹角时，可采取 Osborne 提出的几种方法：① 增加𬌗支托长度至𬌗面中心。② 在基牙远缺隙侧增加𬌗支托，即增加间接固位体。③ 在邻牙上增加𬌗支托，使着力点接近牙长轴或增加相反的转矩以调节平衡。④ 也可采取在倾斜基牙邻缺隙邻面的𬌗 1/3 区做导平面，在人造牙或基托的对应部位形成导平面板，利用牙列和义齿的稳定性来支持基牙，抗衡扭力。⑤ 基牙倾斜度若超过 20°，最好采用正畸矫治或冠修复后再用作基牙。

4. 𬌗支托的大小与形态

𬌗支托的主要作用是支持卡环和义齿对抗垂直向应力，使𬌗力沿基牙长轴传导。因此，𬌗支托必须具有一定的强度和刚度，即有足够的厚度、长度和宽度，以保证其行使功能时不会出现塑性变形和断裂。合理的设计不仅要考虑力学因素，还要兼顾生物学原则，即尽可能地保护牙体组织。𬌗支托的尺寸要达到一个什么样的标准才能既承受咀嚼压力又尽量少地切割牙体组织呢?

𬌗支托应按匙形设计，前窄后宽，𬌗面中心窄，近𬌗缘变宽；前薄后厚，𬌗面中心薄，近边缘嵴处厚且圆钝。铸造𬌗支托的颊舌径宽度约为磨牙颊舌径的 1/3 或前磨牙颊舌径的 1/2。长度设计为磨牙近远中径的 1/4 或前磨牙近远中径的 1/3。𬌗支托较长者，其基牙牙周膜受力更均匀。

对于𬌗支托的长度，若按双尖牙𬌗面近远中向1/3 和磨牙𬌗面近远中向 1/4 计算，则分别为：2.4 mm 和 2.8 mm。𬌗支托具有一定的长度，可使𬌗力均匀传递到基牙。但如果单纯增加𬌗支托的长度，其根端的弯矩随之增大（弯曲正应力增加）。为使𬌗支托正常发挥功能，就必须加大𬌗支托根端的截面积，最有效的措施是增加𬌗支托的厚度。但后牙𬌗面釉质仅 2~2.5 mm 厚，而𬌗支托的厚度不能超过 1.5 mm，所以其长度不能太长。2 mm 的长度设计，一般已能满足临床要求。

Sato（2001 年）通过在标准范围内不同厚度、宽度、倾斜度及𬌗支托–小连接体间不同曲率半径的模型试验发现，𬌗支托受力时应力集中在𬌗支托和小连接体之间的内连接处，与𬌗支托的长度、宽度及厚度无关。笔者认为，𬌗支托的屈服强度随𬌗支托厚度的增加而增加，屈服强度越大，𬌗支托越不易折断，但𬌗支托越厚意味着牙体的磨除量越多；𬌗支托的屈服强度随𬌗支托长度的增加而减小，为了补偿降低的屈服强度，有必要增加𬌗支托的宽度和厚度。𬌗支托的内线角过圆会导致应力集中和屈服强度的降低；与𬌗支托相连的小连接体的最适宜厚度是 1.5 mm，为𬌗支托宽度的一半；而𬌗支托过度向基牙方向倾斜会导致应力集中。因此笔者认为，0°水平轴的标准𬌗支托（𬌗支托底面斜度略小于 90°）既可防止义齿滑离基牙又可减少应力集中。

有实验按照不同𬌗支托材料的物理性能，通过计算分析对𬌗支托的长度、宽度和厚度等进行优化设计。结果显示：𬌗支托受力与悬臂梁受均匀载荷相似，𬌗支托根端为固定端约束，末端游离，呈梁状结构。义齿受力时，𬌗支托与其支承面——𬌗支托凹呈多点接触，义齿受垂直向压力有下沉趋势，若𬌗支托有足够的刚度，就可抵抗这种压力，并将其传递到基牙上。应根据弯曲正应力强度条件和弯曲剪应力强度条件进行优化设计，使其符合生物力学要求。由于𬌗支托的危险截面位于根端，受力时其弯矩和剪切力均从尖端向根端逐渐加大。将𬌗支托设计成匙形，前窄后宽，前薄后厚，是符合生物力学原理的。此形状既保证𬌗支托能承受足够的𬌗力不产生塑性变形，又可少磨除牙体组织。

Sato（2003 年）研究了𬌗支托的尺寸和形状对

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

曲服强度的影响，采用的是三维有限元的方法。设计了 3 种尺寸：宽：2.0 mm、3.0 mm 和 4.0 mm；厚：0.7 mm、1.0 mm 和 1.5 mm；长：2.0 mm、3.0 mm 和 4.0 mm。加在䢕支托上的垂直应力为 100 N。随着䢕支托宽度 [2.0 mm （183%）增加到 4.0 mm（242%）]和厚度[0.7 mm（141%）增加到 1.5 mm（230%）]的增加，曲服强度明显增加。而长度[2.0 mm（120%）增加到 4.0 mm（178%）]的增加对曲服强度的影响较小。增加䢕支托的宽度和厚度是较为合理地增加强度的方法，同时还应该避免过突的外形、锐利的边缘线和过大的倾斜角度。

5. 䢕支托材料的强度和咬合的关系

䢕支托凹应预备出足够的空间，以保证䢕支托的强度。若选择强度高的材料可以减小䢕支托的厚度，减少基牙的预备及对咬合的影响。钴铬合金、镍铬合金的弹性模量大约是金合金的 2 倍，在保持同等刚性的前提下，前两种金属所需的用量更少。因而，所需牙体制备量更少并且利于美观。

䢕支托材料应有足够的刚度。截面积一定时，弹性模量越大，刚度越大，应选用高弹性模量的材料。一般选用铬镍 18−8 不锈钢丝或铸造不锈钢。两者极限应力不同，设计时的尺寸也不相同。使用铸造不锈钢时，䢕支托尺寸可取：磨牙：l=2 mm，h=1 mm，b=3.5 mm；前磨牙：l=2 mm，h=1.5 mm，b=1.5 mm。若选择不锈钢丝时，可取直径 1.2 mm 的钢丝锤扁修整到厚度为 0.9 mm，宽为 1.3~1.5 mm，长为 2 mm。由于中熔合金弹性模量较低，不宜选作䢕支托材料。因为要达到足够的刚度，必须增加䢕支托的截面积，因而要多磨除牙齿，对牙体组织的保护不利。

铸造䢕支托的疲劳折断通常发生在最大应力集中区，常见于下面两个部位：䢕支托位于基牙的边缘嵴处；䢕支托−小连接体的转角处。疲劳裂纹最初多发生在䢕支托−小连接体的内弯曲面。发生疲劳断裂的主要原因有：䢕凹支托的预备不够，致使支托太薄，在功能运动时发生形变和断裂；铸造过程中的缺陷和小的孔隙；制作过程中各种原因造成的变形。

Gapido（2003）分别在钴铬合金和金钯合金䢕支托上进行的载荷−挠曲试验及疲劳实验，铸造钴铬合金支托较金钯合金更坚固、更耐疲劳，0.8 mm 厚、2 mm 宽的铸造钴铬合金䢕支托在疲劳强度上足以满足咀嚼功能的需要。所有钴铬合金试件在模拟临床使用 10 年后仍然完好，而金钯合金支托在使用 3 年后将有 50%发生断裂。

6. 䢕支托的位置

䢕支托一般位于天然牙的䢕面近远中边缘嵴上，长度约为磨牙近远中径长度的 1/4 或前磨牙近远中径长度的 1/3，䢕支托凹的最深部分位于后牙䢕面近中窝或远中窝的附近。䢕支托的最大颊舌径宽度为 1/3 冠宽或 1/2~2/3 牙尖间距离，最小颊舌径宽度为 2.0~2.5 mm。金属䢕支托和小连接体应有足够的厚度。䢕支托的推荐厚度是 1.0~1.5 mm，主要指䢕面边缘嵴处对应的䢕支托应有足够的厚度。䢕支托和小连接体间的内连接应当圆滑。

䢕支托是否位于邻面正中最好?Sato 等通过对 Kenndy Ⅲ类牙支持式可摘局部义齿的三维几何分析后认为，䢕支托的位置和宽度对作用于基牙上的应力有很大的影响。宽䢕支托和颊向移位䢕支托的应力分布更合理，其优点表现在能更好地将牙支持式义齿的负载传导到基牙上，此结果同样也适用于远中游离缺失的混合支持式可摘局部义齿。

实验证实，宽䢕支托（5.0 mm）和颊向移位䢕支托（宽 2.5 mm 的双尖牙䢕支托颊向平移 0.75 mm，宽 3.0 mm 磨牙䢕支托颊向平移 1.0 mm）优于其他䢕支托形式。对于义齿的颊侧加载，宽䢕支托或颊向移位䢕支托义齿在间接固位体上产生最小的拉力；对于义齿的舌侧加载，颊向移位䢕支托在直接固位体的前基牙上产生最小的压应力，宽䢕支托的抗折性能好但牙体制备量大。而舌向移位䢕支托

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

（宽 2.5 mm 的双尖牙𬌗支托舌向平移 0.75 mm，宽 3.0 mm 磨牙𬌗支托舌向平移 1.0 mm）在前基牙上产生的压应力大于后基牙，这样的应力分布显然对前基牙不利（见图 8–12）。

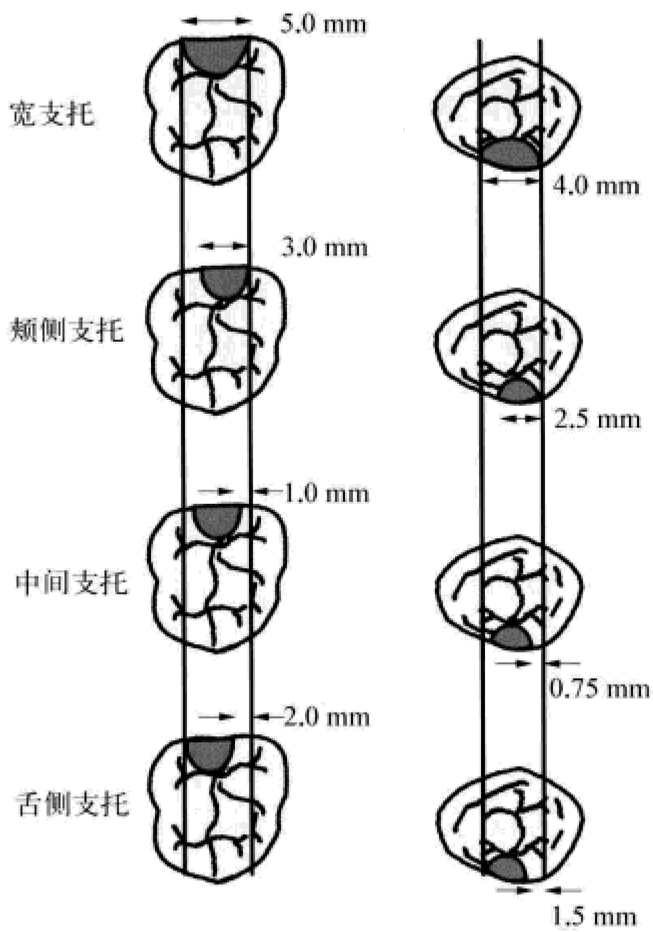


图 8–12　𬌗支托的位置与宽度

𬌗支托窝的位置和宽度将明显影响基牙的受力，Sato 的实验通过三维几何法分析牙支持式可摘局部义齿𬌗支托窝颊舌向的宽度和位置对于基牙𬌗力传导的影响。用带有 2 个传统的圆环形铸造卡环和 1 个间接固位体的牙支持式的上颌可摘局部义齿作为研究对象；施加 100 N 的𬌗力于第一磨牙的近中颊尖，距离中央窝 2.0 mm 的斜面上或近中舌尖顶上；模拟了位置与宽度（宽支托、偏颊侧、中央、偏舌侧）的 4 种结合方式。结果显示：受到颊侧𬌗力时，宽支托和偏颊侧支托对间接固位体的拉力较小。受到偏舌侧的𬌗力时，偏颊侧支托对前方基牙的压力最小。

因此，对于牙支持式可摘局部义齿，偏颊侧支托窝应更有利于基牙𬌗力的传导。而且偏颊侧支托相对于宽支托其基牙预备少，对于牙体组织的保护有利，但宽支托有更好的抗折性，对前部基牙的压力最小。而且，偏舌侧支托对前磨牙的力较大，前磨牙与磨牙相比牙周膜面积较小，因此对这样的力可能较敏感；舌侧𬌗力时，偏颊侧支托最适合，因为这样减小了前磨牙受力，尽管这时磨牙受力最大，但前磨牙受力是关键。

近来有学者认为在某些情况下，不使用𬌗支托并不会产生牙龈退缩、炎症及牙槽嵴迅速吸收等不良反应。Berg 指出，𬌗力作用可使正常牙齿压入牙槽窝 0.01~0.07 mm，而义齿基托的支持组织压缩在 10 倍以上。在𬌗力作用下，由于位移的不同，带𬌗支托的游离基托发生转动，这种运动逐渐增大，对基牙将产生不可逆的损害，重衬义齿基托，可以暂时减小这种转动，但不可能排除。当不用𬌗支托时，卡环与义齿垂直地移动，整个压力完全由牙槽嵴承担，这种间断性地压力对牙槽嵴及基牙可能是生理性的刺激。有学者对 39 副无𬌗支托的可摘局部义齿的回顾性研究也证实了上述观点。可摘局部义齿不设计𬌗支托，照样可以保持牙槽嵴的稳定和生理平衡，对基牙的保护也更为有利。

四、大连接体的生物力学分析

大连接体必须具备足够的强度才能将咀嚼力传导给整个支持组织，并减少基托的垂直位移。若大连接体的强度不够，将对基牙的牙周组织、剩余牙槽峭、支持组织造成损害。

（一）不同材料大连接体的应力分布

不同的基托材料具有不同的特性，制作义齿基托时的要求也不一样。一般来说，钴铬合金较金合金的强度大，因而可以减小义齿的体积，又能获得较强的坚固性。

Aridome（2005 年）通过有限元法分析了一种

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

钛合金(Ti-6Al-7Nb)和钴铬合金(Co-Cr)大连接体的弯曲特性,这种无钒的新型钛合金具有很好的生物相容性和耐腐蚀性,其强度、延展性和可加工性能均好于纯钛。与钴铬合金相比,其刚性较低,弹性模量只有钴铬合金的60%,因而限制了其在可摘局部义齿领域的应用。实验证实,无加强设计的钛合金在大连接体中线处存在较大的应力,并将这种较大的应力传导给义齿基托和支持组织。而4种增强设计的钛合金大连接体(通过增加宽度、厚度、中间及两侧加厚)的应力及刚度与钴铬合金大连接体之间没有显著性差异。虽然增加大连接体的尺寸能有效地增加其强度,但是其体积的增大将导致舒适度的下降,因而不易于为患者所接受。

由于钛的弹性模量(85~115 GPa)只有钴铬合金(190~230 GPa)的1/2,因此在制作熔模时应比常规钴铬合金厚。在宽度、加载弯曲应力相同时,纯钛及Ti-6Al-4V合金需要比钴铬合金增加26%的厚度,才能与钴铬合金具有相同的弯曲变形量。有学者提出用铸造法制作纯钛义齿基托,厚度为0.7 mm时才能达到临床要求;而采用超塑成形法制作可摘局部义齿及上颌全口义齿基托的最终厚度应至少为0.61 mm。实际制作时可适当增加基托的厚度,因为随着基托厚度的增加,装盒等热处理对义齿适合性的影响就会减小,还可以避免基托内部铸造缺陷的产生。

(二)几种类型大连接体的应力分析

大连接体的种类较多,临床设计上也较为灵活。根据患者缺牙的多少与部位、余留牙的情况、基牙的健康状况、黏膜组织的情况等有着不同的设计。下面主要介绍一下不同形状的腭板与舌板、舌杆的应力分布。

Lawrence(2003)分析了5种设计(环形、条状、加宽、中部有切迹和加厚形)的U型腭部大连接体的扭转和压缩刚度。一般认为,U形支架由于缺少硬腭的支持,当承受垂直负荷时,不能有效地抵抗旋转;同时由于不能有效地传递应力,将有更多的应力施于单个的基牙上,对基牙造成损害。实验得到:

1. 两倍厚度(1.1 mm)的U型腭板,无论是压缩实验还是转距实验,支架的刚度均明显增加。

2. 在压缩和转距实验中,增加后腭杆能显著地增加支架的刚度。

3. 如果牙弓长度增加,U型大连接体会变得更易弯曲,在压缩实验中,增加后腭杆能有效地对抗弯曲,而在转距实验中,增加支架的厚度则能有效地对抗这种影响。

4. 在转距实验中,增加前腭杆的宽度能有效地增加支架的刚度,但在压缩实验中则无效。

5. 增加前腭杆中部的切迹,不能提高U型支架的刚度,这种常见的设计在增加支架的强度方面是无效的。

实验提示如果需要采用U形的上颌大连接体设计,可以考虑增加前腭板的厚度,或者增加后腭杆,形成一个封闭的环形。但这两种设计在增加支架刚度的同时,均会造成患者舒适度的下降。

有实验采用激光全息法分析上颌双侧游离端活动义齿连接体的应力分布。在全塑基板、后腭杆和全塑前基板加后腭杆3种连接体设计中,不论双侧还是单侧加载,全塑基板的变形最大。铸造后腭杠双侧加载时,连接体本身的变形和末端牙槽嵴黏膜的变形均较大。单侧加载时,铸造后腭杆的应力向对侧传递很小。前基板加后腭杆在单侧和双侧加载时应力的传递和分布都较均匀,而且末端牙槽嵴黏膜受力较小。

有学者通过光弹实验分析了不同大连接体设计的上下颌单侧游离端义齿,受到侧向加载时,基牙和缺牙区牙槽嵴的受力情况。结果显示:游离端义齿加载部位的不同,基牙和牙槽嵴应力分布发生有规律的变化。力的作用点愈接近基牙,基牙根周受力愈大,牙槽嵴受力愈小。腭杆传递殆力的作用

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

在一定范围内受其宽度的影响很小；义齿在侧向载荷下，殆力主要由缺牙区牙槽嵴和同侧基牙承担；上颌两种宽度 10 mm 和 5 mm 的腭杆，近缺牙区基牙和缺牙区对侧基牙应力大小无明显的差异，也就是说厚度 1.5 mm，宽度在 5~10 mm 范围内都可以将殆力传递和分散至对侧基牙上。单侧游离端义齿通过连接杆将义齿部件连至缺牙区对侧，在侧向力作用时，殆力主要由缺牙区牙槽嵴和同侧基牙承受，也就是说侧向殆力通过连接杆达到对侧基牙的力很小。

实验发现舌杆、双舌杆和舌板传递给基牙和缺牙区牙槽嵴的作用力未见明显的差异；通过杆传递至对侧基牙上的殆力也没有明显的差异，但 3 种设计都有其各自的适应证。舌杆与口腔组织接触少，不压迫牙龈，患者感觉舒适。但在口底浅或下颌舌侧有隆突时不宜使用，同时制作时很难确保它具有足够的刚度。舌板可起到间接固位体的作用，还可以起到牙周夹板的作用。但它覆盖的组织较多，牙龈缺乏生理性刺激，对牙周组织的健康不利。双舌杆保留了舌杆和舌板的优点，但不适用于下前牙拥挤的患者。

有实验应用三维有限元的方法研究了 4 种大连接体设计形式对基牙及牙槽嵴黏膜的力学影响。义齿在承受殆力时，使用后腭杆大连接体，基牙受力最大，其次依次为前腭板加后腭杆、前腭板和全腭板。而缺牙区牙槽嵴黏膜的受力情况，则是使用前腭板加后腭杆大连接体，在咬殆力下黏膜压力最大，其次为后腭杆、全腭板和前腭板。前腭板加后腭杆对牙槽嵴黏膜的压力较单独使用前腭板大 412.41%。因而，若上颌双侧末端游离缺失病例的基牙条件较差时，不宜单独使用后腭杆形式的大连接体；缺牙区牙槽骨、黏膜条件较差者，应避免前腭板加后腭杆形式的大连接体。

Miho（2002）通过三维有限元的方法分析了肯氏Ⅱ类缺损患者可摘局部义齿修复时，选择几种不同的后腭杆宽度对应力分布的影响。实验设计了 11 种后腭杆的宽度，从 6~29 mm。对照组是宽度为 7 mm 的马蹄状腭板和一种封闭的前后腭杆，其前后腭杆的宽度分别为 9 mm 和 7 mm，中间窗孔的宽度为 13mm。20 N 的咬合力均匀分布在缺失牙区域。结果显示：对于后腭杆，随着连接体宽度从 6 mm 增加到 29 mm，鞍基最大的垂直位移以及鞍基和远中殆支托的颊向位移均明显下降。但是最大的远中位移对连接体宽度的增加并不敏感。后腭杆的宽度超过 18 mm 则显示出与封闭状前后腭杆相似的刚度。而马蹄状腭板和宽度较小的后腭杆则具有较大的位移，而这些位移可能对基牙及口腔黏膜造成潜在的危害。因而，只有具有足够刚度的大连接体才能有效地将殆力传递到对侧牙弓。

五、基牙和牙槽嵴的生物力学分析

在牙列游离端缺损的修复中，临床经常遇到近缺牙区的基牙组织健康状况欠佳的问题，如牙槽骨不同程度的吸收、基牙松动、移位等。牙槽骨吸收后，临床牙冠长度增加，使临床冠根比例改变。口腔生物力学研究证明，牙槽骨高度的改变与牙齿受力时应力分布的变化有密切的联系。

有学者应用三维有限元法研究右下第一磨牙的应力分布，指出：当牙槽骨高度降低 1/3 时，牙齿受到水平外力时，牙槽嵴顶的主压应力值和根尖的主拉应力值均大于牙槽骨正常时的各应力值。牙槽骨高度降低 2/3 时，其主应力值分布规律与牙槽骨降低 1/3 时相似，但应力梯度变化较大，根尖部尤为明显。牙根长度的差异和牙槽骨高度的变化会改变牙齿的抗力中心和旋转中心，使抗力中心向牙槽嵴顶方向、旋转中心向根尖方向移动，进而改变牙齿的位移方式。

有学者采用三维光弹法研究了上颌基牙的支持组织减少时的 3 种上颌远中游离端可摘局部义齿，发现进行性牙周支持组织丧失 35%，既冠根比为 60/40 时，会导致应力集中且增加，但不伴有突然或急剧的应力变化，增大的应力集中于基牙的牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

槽嵴顶区和根周区，以及位于基牙和上颌结节间的无牙区牙槽嵴。

可摘局部义齿直接固位体和间接固位体与基牙接触，能在承受船力时把船力均匀分布到余留天然牙上，并充分调动天然牙的牙周储备能力。牙列缺损修复后，余留天然牙所受应力比完整牙列时增加约 20%~70%，但所增加值不超过正常牙齿的牙周储备能力，对余留天然牙不会造成牙周创伤。

有实验采用电测技术测定可摘局部义齿修复前后支持组织的应力分布，并与完整牙列支持组织应力分布进行对比分析。结果提示，可摘局部义齿修复牙列缺损后，缺牙区支持组织应力值比修复前有明显增大，前牙区唇侧以及左侧第二磨牙颊侧从牙列完整时负值转为正值。尖牙、双尖牙以及右侧第二磨牙区支持组织应力值比牙列缺损时明显减小，接近牙列完整时的应力值，其中尖牙颊侧，第二双尖牙颊侧与舌侧最明显。前牙缺牙区颊侧应力值仍低于完整牙列时应力值，舌侧应力值大于牙列缺损时应力值。整个牙列支持组织的应力分布中央牙区应力值大于其他各测试点。

牙列缺损在正中咬合下，牙周支持组织应力分布发生较大变化，近缺牙区天然牙应力明显增大，如尖牙区的应力比完整牙列时约增加 3 倍。这种过大应力对天然牙以及支持组织的健康不利。若牙列缺损后不作修复，将引起余留天然牙继发性牙周组织创伤，并逐渐导致牙松动，最终形成天然牙再次缺失的恶性循环。合理设计可摘局部义齿，修复缺损牙列则能纠正这类恶性循环，改善牙列缺损后牙周支持组织应力分布不均匀的状况，尤其是邻近缺牙区天然牙支持组织的过大应力，避免因受力过大而引起牙周创伤。

缺损的牙列在受力时，余留牙由于邻牙缺失所承受船力明显增大，相反缺牙区承受的力明显降低。缺牙区所受力是通过邻近天然牙受力后传递而来，这种力不能对缺牙区形成应有的生理性刺激。在牙列缺损修复后缺牙区应力明显增加，此时所受到的力，不单纯由邻牙传递而且通过人工牙，基托传递到基托下组织，使缺牙区支持组织与天然牙共同分担咀嚼船力，同时该缺牙区受到生理性刺激，避免牙齿缺失后支持组织发生废用性萎缩与吸收。从牙列缺损修复前后应力分布变化可见，牙列缺损会影响余留天然牙和支持组织、牙槽骨、口腔软组织的健康，因此应尽早修复缺损牙列提高咀嚼效能，有助于保护口腔软硬组织的健康。

（仲维广　黄　慧）

参考文献

1 Allen LR. Improved phonetics in denture construction. J Prosthet Dent, 1958, 8: 753.

2 Areso MP, Giralt MT, Sainz B, et al. Occlusal disharmonies modulate central catecholaminergic activity in the rat. J Dent Res, 1999, 78: 1204-1213.

3 Azuma H, Kido J, Ikedo D, et al. Substance P enhancesth einhibition of osteoblastic cell d ifferentiation induced by lipopolysaccharide from Porphyromonasg ingivali s. JP eriodontol, 2004, 75: 974-981.

4 Berg E. J Oral Rehabil, 1985, 12: 369-379.

5 Berg T, Caputo AA. Maxillary distal — extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. J Prosthet Dent, 1993, 70: 245.

6 Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent, 1991, 65: 309.

7 Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, et al. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent, 1997, 78: 187-193.

8 Brudvik JS, Morris HF. Stress 2 relaxation testing. Part Ⅲ: Influence of wire alloys, gauges, and length on clasp behavior. J prosthet Dent, 1981, 46: 291-374.

9 Burnett C A, Clifford T J. The mandibular speech envelope in subjects with and without insical tooth wear. Int J Prosthodont, 1999, 12: 514-518.

10 Buschang PH, Throckmorton GS, Travers KH, et al. Incisor and mandibular condylar movements of young adult females during maximum protrusion and lateratrusion of the jaw. Arch Oral Biol, 2001, 46: 39-48.

11 包美星，蔡玉惠，张抱和. RPI 卡环的光弹性应力分析及临床观察.南京医科大学学报，1994，14: 222-224.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

12 Campbell SD, Weener H. The hinged 2 clasp assembly removable partial denture. J Prosthet Dent, 1990, 63: 59-61.

13 Chalmers JM, Hodge C, Fuss JM, et al. The prevalence and experience of oral diseases in Adelaide nursing home residents. Aust Dent J, 2002, 47: 123-130.

14 Chon R. The influence of emotion on the human electroencephalogram. J Nerv Mental Dis, 1946, 104: 351-357.

15 CIMASONI G. Histopathology of the temporomandibular joint following bilateral extractions of molars in the rat. A preliminary report. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1963, 16: 613-621.

16 Community Dent Oral Epidemiol, 1997, 25: 233.

17 蔡庆. 北京市 2 191 名老年人牙齿缺失和修复情况调查. 临床口腔医学杂志, 1987, 3: 160.

18 蔡玉惠，方赵平，佘颖禾.下颌游离端义齿合支托设计的有限元分析.临床口腔医学杂志，1999，15：74-76.

19 曹丹庆，蔡祖龙. 全身 CT 诊断学. 北京：人民军医出版社，1996：296-299.

20 陈发明，李宁毅，孙海花，等. 偏侧咀嚼对大鼠咀嚼肌肌电图的影响. 现代口腔医学杂志，2003，17：218-220.

21 陈巧云. 老年口腔健康调查. 医学理论与实践，2006，19：356.

22 陈亚明，周书敏.合支托优化设计的理论探讨.实用口腔医学杂志. 1995，11：89-92.

23 陈瑛，刘洪臣. 功能性磁共振成像技术在口腔咀嚼功能研究中的应用. 中华口腔医学杂志，2004，39：344-346.

24 陈玉琴，程蕙娟，叶少波. 早接触与肌电图分析. 口腔材料器械杂志，2002，11：125-127.

25 程辉，郑明，程祥荣，等.非贵金属铸造卡环弹性极限及其相应卡抱力的研究.中华口腔医学杂志，2004，39：227-229.

26 程辉，郑明，黄宗阳，等.铸造卡环和锻造卡环的卡抱力.福建医科大学学报.2001，35：50-52.

27 Donald A, Mervyn F. Properties of a custom 2 made hinge clasp compared with a conventional circumferential clasp. J Prosthet Dent, 1996, 75: 323-326.

28 Dufour A, Baran C, Langkamp HL, et al. Regulation of differentiation of gingival fibroblasts and periodontal ligament cells by rh IL-1β and rhTNF-α. J Periodont Res, 1993, 2: 566.

29 Eli I, Uziel N, Baht R. Antecedents of dental anxiety: learned responses versus personality traits.

30 F Ghani, M Mahood. A laboratory examination of the behaviour of cast cobalt chromium clasps. J Oral Rehabilitation, 1990, 17: 229-237.

31 Felix R, Fleisch H, Elford PR. Bone-resorbing cytokines enhance release of macrophage colony-stimulating activity by the osteoblastic cell MC3T3-E1. Calcif Tissue Int, 1998, 44: 356.

32 Fure S, Zickert I. Incidence of tooth loss and dental caries in 60-, 70-and 80-year-old Swedish individuals. Community Dent Oral Epidermiol, 1997, 25: 137.

33 樊明文. 口腔生物学. 北京：人民卫生出版社，1995，236.

34 冯海兰，孙廉.正常人与总义齿患者咀嚼运动轨迹的研究.华西口腔医学杂志，1991，9：94-96.

35 冯剑桥，李美华，张天夫.上颌游离端可摘局部义齿修复基牙的三维有限元应力分析. 口腔医学研究，2004，20：45-49.

36 冯坤，刘月桂，张灵菊，等. 高转换型骨质疏松模型的生化特点. 中国骨质疏松杂志，1997，3：533.

37 冯元桢. 生物力学. 北京：科学出版社，1983.

38 Gapido CG, Kobayashi H, Miyakawa O, et al. Fatigue resistance of cast occlusal rests using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys. J Prosthet Dent, 2003, 90: 261-269.

39 Gapido CG, Kobayashi H, Miyakawa O, et al. J Prosthet Dent, 2003.90: 261-269.

40 Gesch D, Bernhardt O, Mack F, et al. Dental occlusion and subjective temporomandibular joint symptoms in men and women. Results of the Study of Health in Pomerania (SHIP). Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2004, 114: 573-580.

41 Ghani F, Mahood M. A laboratory examination of the behaviour of cast cobalt-chromium clasps. J Oral Rehabil, 1990, 17: 229-237.

42 Gomez FM, Giralt MT, Begona S, et al. A possible attenuation of stress-induced increases in striatal dopamine metabolism by the expression of non-functional activity masticatory activity in the rat. Eur J Oral Sci, 1999, 107: 461-467.

43 高炜，高勤，王毓英，等. 总义齿修复时腭皱与语音功能关系的研究. 中华口腔医学杂志，1992，27：273-275.

44 葛春玲，王新知，张刚. 游离端可摘局部义齿基牙牙槽骨及剩余牙槽骨改变的两年追踪观察. 现代口腔医学杂志，2003，17：524-527.

45 葛起敏，张富强. 卡环固位力的循环测试与分析. 中华口腔医学杂志，2003，38：420-422.

46 葛起敏，张富强. 卡环固位力与基牙倒凹深度的关系. 上海口腔医学，2003，12：27-29.

47 葛少华，杨丕山. 碱性成纤维细胞生长因子对牙周细胞生物学活性的影响. 上海口腔医学，2001，10：24-27.

48 龚思红，施崇山，张寿华. 用胶姆糖测咀嚼效率的探讨. 临床口腔医学杂志，1994，10：25-27.

49 顾瑞. 发声，发音和发音障碍. 听力学及言语疾病杂志，2004，12：1.

50 郭莉，李文荟，孟慧萍.3 种活动义齿基牙及其支持组织表面的应力分析. 临床口腔医学杂志，2005，21：38-40.

51 郭天文.口腔科用钛理论与技术.北京：人民军医出版社，2005.

52 郭天文.口腔科铸钛理论与技术.北京：世界图书出版公司，1997.

53 H Murake, N Wakabayashi, I Park, et al. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. Journal of Dentistry.2004, 32: 659-665.

54 Hagglin C, Berggren U, Hakeberg M, et al. Dental anxiety among middle-

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

aged and elderly women in Sweden. Gerodontology, 1996, 13: 25–34.

55 Hodder SC, Rees JI, Oliver TB, et al. SPECT bone scintigraphy in the diagnosis and management of mandibular condylar hyperplasia. Br J Oral Maxillofac Surg, 2000, 38: 87–93.

56 Huang CS, Hiraba H, Murray GM, et al. Topographical distribution and functional properties of cortically induced rhythmical jaw movements in the monkey (Macaca fascicularis). J Neurophysiol, 1989, 61: 635–650.

57 韩蓬,戴昆,贾虹.合力转换卡义齿支持组织应力分布规律的三维有限元分析.华西口腔医学杂志,2000, 18: 262–265.

58 何惠明. 镍钛形状记忆合金在口腔医学的应用研究. 国外医学口腔医学分册, 1994, 21: 224.

59 何明宜,聂丽萍,何明弟. 殆垫式可摘局部义齿修复 TMD 患者牙列缺损的探讨. 口腔颌面修复学杂志,2002,5: 232–235.

60 胡敏,姚军,田嘉禾,等. 正常人和偏侧咀嚼者颞下颌关节核素骨显像的比较. 中国医学影像学杂志,2005, 13: 6–9.

61 胡湘权, 朱文军. 广州市 636 名中青年干部牙齿缺失与修复情况分析. 口腔颌面修复学杂志,2002,3: 247–249.

62 黄红燕,邓庶男,董本涵. 牙列完整合牙列缺损时牙槽骨承力的变形分析. 解剖科学进展,2005, 11: 144–146.

63 Ichikawa J, Komoda J, Horiuchi M, et al. Influence of alterations in the oral environment on speech production. J Oral Rehabil, 1995, 22: 295–299.

64 Ikebe K, Nokubi T, Kibi M, et al. Influence of dimensionnal factors and heat treatment on permanent deformation of wrought wire clasps. Josaka UnivDentSch, 1992, 32: 75–83.

65 J. Verhaeghe J.S. Thomsen, R. Van Bree, E. Vanherck, R.Bouillon, LI. Mosekilde. Effects of e xercise and disuse on bone remodeling, bone mass, and biomechanical competence in spontaneously diabetic female rats. Bone, 2000, 27: 249–256.

66 Jay T B, Victor A, Susan KH, et al. Comparison of titannium and cobalt2chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent, 1997, 78: 187–192.

67 Jeffcoat MK. Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss. J Periodontol, 1992, 63: 367–372.

68 Jeffery LW, Lilliana A, Rotraud W, et al. Mechanism of activation of the TGF-β. Nature, 1994, 370: 341.

69 Jhaveri K, Shroff MM, Fatterpekar GM, et al. CT and MR imagingfindings associated with subacute thyroiditis. AJNR, 2003, 24: 143–146.

70 John PV, John FW, Faulkner MG. A comparison of various removable partial denture clasp materials and fabrication procedure for placing clasps on canine and premolar teeth. J Prosthet Dent, 1993, 70: 180.

71 Juliana O. Taiwo1, Folasade Omokhodion. Pattern of tooth loss in an elderly population from Ibadan, Nigeria. Gerodontology, 2006, 23: 117–122.

72 贾安琦、徐君伍.非游离端可摘义齿栓式附着体与支托承力的应力分析. 生物医学工程学杂志,1993,10: 36–41.

73 贾建设,程家伟,莫三心. 河南省 65~74 岁年龄组牙列缺损或缺失情况流行病学抽样调查分析. 河南医学研究,2005,14: 169–170.

74 江青松,徐军,钱端申,等.钴铬合金铸造卡环与牙面间静摩擦系数的测定.现代口腔医学杂志.2002,16: 159–160.

75 晋长伟,洼田光庆,佐藤贞雄. 错殆与正常殆之间的髁突运动轨迹的比较研究.口腔正畸学,2002,9: 104–107.

76 Kaires AK. Palatal pressures of the tongue in phonetics and deglution. J Prosthet Dent, 1957, 7: 305.

77 Kim D, Park C, Yi Y. Comparison of cast Ti–Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps.J Prosthet Dent, 2004, 91: 374–382.

78 Koide K. Selection of occlusal scheme on masticatory function in denture wearers. Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 2004, 48: 681–690.

79 Kotake M. Fatigue resistance of titanium 2 nickel alloy cast clasps. Int J Prosthodont, 1997, 10: 547.

80 Kurihara N, Bertolini D, Suda T, et al. IL–6 stimulates osteoclast-like multinucleated cell formation in long term human marrowcultures by inducing IL–1 release. J Immunol, 1990, 144: 4226–4230.

81 Locker D, Matear D, Stephens M, et al. Oral health-related quality of life of a population of medically compromised elderly people. Community Dent Health, 2002, 19: 90–97.

82 Lukert BP. Glucocorticoid-induced osteoporosis. In: Favus MJ, ed. Primer on the methtic bone diseases and disorders of mineral metabolism. Philadelphia: LWW, 1999, 292–296.

83 Lynch SE, Ruir de Caslilla, Williams Rc, et al. The effects of short term application of a combination of platelet derved and insulin-like growth factors on periodontal wound healing. J Periodontal, 1991, 62: 458.

84 李飞,王少海.下颌前方牙齿缺失修复前后对颞下颌关节应力分布影响的三维有限元研究. 口腔医学研究,2006, 22: 28–30.

85 李隽,徐文俊,杨丹芩,等. 上海市老年人牙列缺损及修复情况. 中国老年学杂志,2001,11: 467–468.

86 李隽,张富强,陈阳,等. 树脂基托 # 钛基托全口义齿戴用前后语音效果的对比研究. 上海口腔医学,2003, 12: 247–249.

87 李俊山,韩培彦,张文奎. 口腔焦虑症的临床分析与心理治疗. 临床和试验医学杂志,2004, 3: 21–23.

88 李力生,麦春,刘岩,等.卡环弹性形变限度的测试与临床意义. 口腔医学纵横杂志,1995,15: 109.

89 李力生,麦春,刘岩,等.卡环弹性形变限度的测试与临床意义.口腔医学纵横杂志,1999,15: 109–110.

90 李潇,丁寅,金作霖,等. 雌激素对骨质疏松大鼠牙槽骨改及 IL–1 表达的影响. 牙体牙髓牙周病学杂志,2000, 10: 16–18.

91 林江红,张林,朱彤好. 老年人套筒冠义齿与普通可摘义齿咀嚼效率与临床效果的比较. 温州医学院学报,2002, 32: 188–189.

92 林映荷,杜莉,王敏. 非游离端义齿咀嚼效能的测定和分析. 华西口腔医学杂志, 2004, 22: 387–389.

93 刘宝成, 刘采昀. 珠海市 1 467 名老干部牙齿缺失及修复情况的调查和

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

分析. 中国疗养医学. 1999,8: 44-45.

94 刘洪臣,田嘉禾,王东胜,等. PET 在咀嚼功能对中枢的影响研究中应用的初步探讨.口腔颌面修复学杂志,2002, 3: 212-214.

95 刘洪臣,周继林,刘宁. 无殆位嚼肌及颞肌的肌电图峰值电压改变的意义. 口腔医学,1994, 14: 122-124.

96 刘玲译. 比较钛和钴铬活动部分托牙卡环. 国外医学生物医学工程分册, 1998, 21: 189.

97 刘艺敏,韩杰,朱炎,等. 上海市部分地区居民牙齿缺失及修复情况调查分析. 同济大学学报(医学版),2005,26: 78-79.

98 刘勇. 老年缺牙患者修复治疗过程中的伦理思索. 中国医学伦理学, 2002, 15: 39-40.

99 吕渭莉, 石红光. 应力与牙槽骨的吸收和改建. 口腔材料器械杂志, 2003, 12: 86-88.

100 骆孔华,郑立炯,刘敏. 603 例 60 岁以上老年人牙列缺损情况及活动义齿有问题. 泸州医学院学报,2001,24: 506-508.

101 Mansuang Arksornnukit, Hisashi T, Takashi O. Rigidity of three different types of mandibular major connector through vibratory observations. The International Journal of Prosthodontics. 2001, 14: 510-516.

102 Mantizikos T. Esthetic soft tissue profile preference among the Japanese population. Am J Orthop, 1998, 114: 1-7.

103 Marei MK. Measurement (in vitro) of the amount of force required to dislodge specific clasps from different depths of undercut. J Prosthet Dent, 1995, 74: 258-263.

104 Martone. The phenomenon of function complete denture prosthodontic. J Prosthet Dent, 1962, 12: 409.

105 Matthews, B. Mastication. In: Applied Physiology of the Mouth, edited by C.L.B. Lavelle. Bristol: John Wright and Sons, 1975, 199-242.

106 Mcgivney GP, Cart AB.McCracken'S removable partial prosthodontics. 2000, 10: 79.

107 Meinig DA. 可摘局部义齿不用合支托. J Prosthet Dent, 1994,71: 350-358.

108 Michael D, Joseph E, George J, et al. Bend testing of wrought wire removable partial denture alloys. J Prosthet Dent, 1996, 76: 559-565.

109 Miho E, Noriyuki W, Takashi O. Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. The International Journal of Prosthodontics. 2002, 15: 433-438.

110 Miralles R, Dodds C, Manns A, et al. Vertical dimension. Part 2: the changes in electrical activity of the cervical muscals upon varying the vertical dimensioin. Cranio, 2002, 20: 39-47.

111 Miura H, Kariyasu M, Yamasaki K, et al. Relationship between general health status and the change in chewing ability: a longitudinal study of the frail elderly in Japan over a 3-year period. Gerodontology, 2005, 22: 200-205.

112 Miura H, Yamasaki K, Kariyasu M, et al. Relationship between cognitive function and mastication in elderly females. J Oral Rehabil, 2003, 30: 808-811.

113 Momose T, Nishikawa J, Watanabe T, et al. Effect of mastication on regional cerebral blood flow in humans examined by positronemission tomography with 15O-lablled water and magnetic resonance imaging. Archs Oral Biol, 1997, 42: 57-61.

114 Mona K M. Measurement (in vitro) of the amount of force required to dislodge specific clasps from different depths of undercut. J Prosthet Dent, 1995, 74: 258-263.

115 Morimoto OT, Abekura H, Tokuama H, et al. Alternation in the bite force and EMG activity with changes in vertical dimension of edentulous subjects. J Oral Rehabil, 1996, 23: 336-341.

116 Mundy GR. Inflammatory mediators and the destruction of bone. J Periodontal Res, 1991, 26: 213-217.

117 Muraki H, Wakabayashi N, Park I, et al. J Dent, 2004, 32: 659-665.

118 马达,唐亮,唐昭,等. 下颌运动轨迹的描记在口腔修复中的运用. 暨南大学学报(医学版),2002,23: 84-87.

119 马良,孙振宇,胡敏,等. 颞下颌关节对不同强度加速度反应的分析. 军医进修学院学报,2003, 24: 150-151.

120 马轩祥,辛海涛,耿建平,等.无限元法应力分析的研究及探索.实用口腔医学杂志,1999, 15: 388-389.

121 Noriyuki W, Minoru Ai. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. J Prosthet Dent, 1997, 77: 583-587.

122 Ogawa T, Koyano K, Umemoto G. Inclination of the occlusal plane and occlusal guidance as contributing factors in mastication. J Dent, 1998, 26: 641-647.

123 Oishi R, Itoh Y, Nishibori M, et al. Feeding-related circadian variation in tele-mehtylhistamine levels mouse and rat brain. J Neurochem, 1987, 49: 541-547.

124 Onozuka M, Fujita M, Watanabe K, et al. Mapping brain region activity during chewing: A functional magnetic resonance imaging study. J Dent Res, 2002, 81: 743-746.

125 O' Keefe RJ, Teot LA, Singh D, et al. Osteoclasts constitutively express regulators of bone resorption: an immunohistochemical and in situ hybridization study. Lab Invest, 1997, 76: 457-465.

126 Омаров. Стоматопогин, 1995, 74: 53-54.

127 Palmer AM. Pharmacotherapy for Alzheimer's disease. Progress and prospects. Trends Pharmacol Sci, 2002, 23: 426-433.

128 Paphangkorakit J, Osborn JW, Effect of jaw opening on the direction and magnitude of human incisal bite force. J Dent Res, 1997, 76: 561-567.

129 Pekka KV, Mika Kokkonen. Deflection fatigue of cobalt chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. J Prosthet Dent, 1995, 74: 412-419.

130 Peyron MA, Blanc O, Lund JP, et al. Influence of age on adaptability of human mastication, J Neurophysiol. 2004, 92: 773-779.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

131 彭琬，施长溪，郑文等.上颌双侧游离端活动义齿连接体的激光全息应力分析.华西口腔医学杂志，1989，7：65-68.
132 皮昕.口腔解剖生理学.北京：人民卫生出版社，1998：195-196.
133 全国牙病防治指导组.第二次全国口腔健康流行病学抽样调查.北京：人民卫生出版社，1999.
134 Relationship，compliance and dental attendance. Int Dent J，1993，43：265.
135 Rissin L，Feldman RS，Kapur KK. Six-year report of the periodontal health of fixed and removable partial denture abutment teeth. J Prosthet Dent，1985，54：461-477.
136 Rothman R. Phonetic consideration in denture prosthesis. J Prosthet Dent，1961，11：214-223.
137 任宏伟，姚月玲，汪文骏.不同大连接体对支持组织受力影响的光弹实验分析.上海生物医学工程杂志，1997，18：15-18.
138 任贤云，林冰，邹笑海.不同角度合支托底斜面的长度和深度.实用口腔医学杂志，1995，11：271-273.
139 Sato H，Fueki K，Sueda S，et al. A new and simple method for evaluating masticatory function using newly developed artificial test food. J Oral Rehabil，2003，30：68-73.
140 Sato Y，Hosokawa R，Tsuga K，et al. The effects of buccolingual width and position of occlusal rest seats on load transmission to the abutments for tooth-supported removable partial dentures. Int J Prosthodont，2001，14：340-342.
141 Sato Y，Shindoi N，Koretake K，et al. J Prosthet Dent，2003，89：503-507.
142 Sato Y，Shindoi N，Koretake K. The effect of occlusal rest size and shape on yield strength. Prosthet Dent，2003，89：503-507.
143 Sato Y，Tsuga K，Abe Y. Dimensional measurement and finite element analysis of I-bar clasps in clinical use. J Oral Rehabil，2000，27：935-939.
144 Sato Y，Yuasa Y，Akagawa Y，et al. An investigation of preferable taper and thickness ratios for cast circumferential clasp arms using. Int J Prosthodont，1995，8：392-399.
145 Sato Y，Yasuhiko Abe，Yoshitaka Yuasa et al. Effect of friction coefficient on Akers clasp retention. J Prosthet Dent，1997，78：22.
146 Shammery A，Backly M，Guile EE. Permanent tooth loss among adults and children in Saudi Arabia. Community Dent Health，1998，15：277-280.
147 Shaw WC，Rees G，Dawe M，et al. The influence of dentofacial appearance on the social attractiveness of young adults. Am J Orthod，1985，87：21-26.
148 Shen V，Kohler G，Jeffrey JJ，et al. Bone-resorbing agents promote and interferon-gamma inhibits bone cell collagenase production. J Bone Miner Res，1998，3：657.
149 Steele JG，Walls AW，Ayatollahi SM，et al. Major clinical findings from a dental survey of elderly people in three different English communities. Br Dent J，1996，180：17-23.
150 Steven Soo，Theresa Leung. Hidden clasps versus C clasps and I bars：A comparison of retention. J Prosthet Dent，1996，75：622-625.
151 Susin C，Haas AN，Opermann RV，et al. Tooth loss in a young population from south Brazil. J Public Health Dent，2006，66(2)：110-115.
152 孙凤，钱端申，魏克立，等.国产纯钛在口腔可摘义齿中的应用.现代口腔医学杂志.1999，13：188-189.
153 孙海花，陈发明，李宁毅，等.单侧后牙缺失对咀嚼肌肌电图的影响.口腔颌面修复学杂志，2004，5：6-7.
154 Taguchi Y，Yamamoto M，Yamate T，et al. Interleukin-6-type cytokines stimulate mesenchymal progenitor differentiation toward the osteoblastic lineage. Proc Assoc Am Physicians，1998，110：559-574.
155 Tamura T，Kanayama T，Yoshida S，et al. Analysis of brain activity during clenching by fMRI. J Oral Rehabil，2002，29：467-472.
156 Tanne K，Tanaka E，Sakuda M. Stress distribution in the temporomandibular joint produced by orthopedic chincup forces applied in varying directions：a three-dimensional analytic approach with the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop，1996，110：502-507.
157 Thomson BM，Mundy GR，Chamber JJ. Tumor necrosis factors alpha and beta induce osteoblastic cell to stimulate osteoclastic bone resorption. J Immunol，1987，138：775.
158 Travers K H，Buschang P H，Havasak H，et al. Associations between incisor and mandibular condylar movements during maximum mouth opening in humans. Arch Oral Biol. 2000，45：267-275.
159 Tumrasvin W，Fueki K，Ohyama T. Factors associated with masticatory performance in unilateral distal extension removable partial denture patients. J Prosthodont，2006，15：25-31.
160 Tumrasvin W，Fueki K，Yanagawa M，et al. Masticatory function after unilateral distal extension removable partial denture treatment：intra-individual comparison with opposite dentulous side. J Med Dent Sci，2005，52：35-41.
161 Turner JW，Radford DR，Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. J Prosthodont，1999，8：188-195.
162 Upton LG，Scott RF，Hayward JR. Major maxillomandibular malrelations and temporomandibular joint pain-dysfunction. J Prosthet Dent，1984，51：686-690.
163 Vallittu PK，Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium，titanium，and gold alloy cast denture clasp. J Prosthet Dent，1995，74：412-419.
164 VandenBrink JP，Wolfaardt JF，Faulkner MG. A comparison of various removable partial denture clasp materials and fabrication procedure for placing clasps on canine and premolar teeth. J Prosthet Dent，1993，70：180-188.
165 Visser A，McCarroll RS，Nacije M. Masticatory muscal activity in different jaw relations during submaxmal clenching efforts. J Dent Res，1992，71：372-379.
166 Wada S，Wakabayashi N，Tanaka T. Influence of Abutment Selection in Maxillary Kennedy Class II RPD on Elastic Stress Distribution in Oral Mucosa：An FEM Study. Journal of Prosthodontics，2006，15：89-94.
167 Weinberg LA. Definitive prosthodontic therapy for TMJ patients. Part I：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

Anterior and posterior condylar displacement. J Prosthet Dent. 1983, 50: 544-557.

168 Wigdorowicz-Makowerowa N, Grodzki C, Panek H, et al. Epidemiologic studies on prevalence and etiology of functional disturbances of the masticatory system. J Prosthet Dent, 1979, 41: 76-82.

169 Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirchwild. Berlin. (Translated as the law of bone remodeling)Springer. Berlin, 1892.

170 Wowern N, Storm TL, Ol gaard K. Bone mineral content by photon absorptiometry of the mandible compared with that of the forearm and the lumbar spine. Calcif Tissue Int 1988, 42: 157-161.

171 Wu JC, Latta GH, Wicks RA. In vitro deformation of acetyl resin and metal alloy removable partial denture direct retainers. J Prosthet Dent, 2003, 90: 586-590.

172 汪文骏.合支托凹的合理斜度.实用口腔医学杂志,1985,1: 15.

173 汪文骏.游离端义齿验支托及验支托凹合理形式的研究——垂直载荷下光弹应力分析的结果.实用口腔医学杂志,1993,9: 169-171.

174 王航译. 钴铬合金、钛及钛合金、金合金铸造卡环的变形疲劳. 国外医学口腔医学分册, 1996, 23: 249.

175 王华凤. 老年患者的活动义齿修复. 临床口腔医学杂志,2000, 16: 59.

176 王美青,曹鸿涛,刘晓东,等. 咬合紊乱对颞下颌关节盘厚度的影响. 实用口腔医学杂志,2004,20: 527-530.

177 王敏,黄琼,胡国瑜. 全身骨密度和下颌骨密度5年变化的初步. 研究华西口腔医学杂志,1994, 12: 227-229.

178 王启惠. 贵州工业大学1 280名离退休人员缺牙与修复情况调查. 右江民族医学院学报,2004,26: 851-852.

179 王晓敏,杨宗萍,于世凤. 阻止牙槽骨骨吸收的实验研究. 现代口腔医学杂志,2001, 15: 81-84.

180 王雅北,周敬行,张少锋,等.用有限元方法探讨合支托底面的合理斜度.中华口腔医学杂志,1992,27: 48-50.

181 王予生,程晓光,屈辉. 定量CT(QCT-5000)骨密度系统的临床应用.骨质疏松和骨矿盐疾病基础与临床,2003, 2: 185-188.

182 王毓英,杨朝晖,韩科. 咀嚼肌肌电图静息期的临床应用概况. 国外医学口腔医学分册,1997, 24: 102-105.

183 王志勤,邓继军,王增叶,等. 成品卡环的研究及临床应用. 实用口腔医学杂志,1991,7: 157-159.

184 魏斌,张富强,于力牛,等.可摘局部义齿修复肯氏Ⅲ类缺损的应力分析.上海口腔医学,2006, 15: 388-390.

185 温宁,陆怀秀,王忠义,等. 拔牙后牙槽骨骨密度变化的研究. 口腔医学,2000, 20: 64-65.

186 戊诚兴. 生物科学基础——口腔医学基础理论. 长沙: 湖南教育出版社, 1993, 551-553.

187 熊亚苒,李俊颖. 口腔修复患者的临床心理特点研究. 空军总医院学报, 2005, 21: 81-84.

188 熊耀阳,魏斌,郑元俐.大连接体设计对基牙和牙槽黏膜的力学影响.口腔颌面修复学杂志,2005, 6: 216-218.

189 徐正红,李隽,张富强. 可摘局部义齿基托表面形态对语音影响的分析. 口腔颌面修复学杂志,2005,6: 127-128.

190 薛森. 口腔材料学前沿教材. 上海生物材料研究测试中心, 1994, 111-112.

191 解春,俞立英,张富强.末端游离缺损可摘局部义齿近中、远中合支托设计的应力与位移分析研究.中国临床医学,2005, 12: 672-674.

192 解春,张富强,杨宠莹.末端游离缺失可摘局部义齿殆支托设计的有限元分析.口腔医学,1997,17: 121-122.

193 Yamaguchi K, Nanda RS. The effects of extraction and nonextraction treatment on the mandibular position. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1991, 100: 443-452.

194 Yamamura K, Narita N, Yao D, et al. Effects of reversible bilateral inactivation of face primary motor cortex on mastication and swallowing. J Brain Res, 2002, 944: 40-55.

195 Yamauchi M, Sakai M, Kawano J. Clinical application of pure titanium for cast plate dentures. Dent Mater J. 1988, 7: 39-41.

196 Yao D, Yamamura K, Narita N, et al. Neruonal activity patterns in primate primary motor cortex related to trained or semiautomatic jaw and tongue movements. J Neurophysiol, 2002, 8: 2531-2541.

197 York J, Holtzman J. Facial attractiveness and the aged. Spec Care Dentist. 1999, 19: 84-88.

198 Yoshimura M, Fueki K, Garrett N, et al. Influence of food platform width of mandibular removable partial denture on food mixing ability. J Oral Rehabil, 2006, 33: 335-340.

199 Yoshino K, Kawagishi S, Takatsuki Y, et al. Functional properties of the primary motor cortex and ventral premotor cortex in the monkey during a visually guided jawmovement task with a delay priod. Brain Res, 2000, 852: 414-423.

200 Yoshino K, Mikami A, Kubota K. Neuronal activities the ventral premotor cortex during a visually guided jaw movement in monkeys. Neurosci Res, 1998, 30: 321-332.

201 杨光, 李惠忠. 殆干扰影响可摘局部义齿咀嚼效能的分析. 广州医药, 2005, 36: 59-60.

202 杨萍,彭勇,侯新生,等. 机关干部牙齿缺失及修复调查报告.预防医学情报杂志,2001,17: 165-166.

203 杨天满. 4 710名健康人群牙齿缺失与义齿修复的调查研究. 中国疗养医学,2006,15: 75-77.

204 姚月铃,欧阳官,汪文骏. 无牙颌患者咀嚼肌肌电值与咬合力间的关系. 第四军医大学学报,1996, 17: 295-297.

205 余彤,刘洪臣,李颖超. 高龄老年人余留牙牙周情况调查分析. 中华老年口腔医学杂志,2003, 6: 72-74.

206 袁林,赵云凤,周伟东. 咬合力影响大鼠牙周组织改建过程中IL-1β表达变化的研究. 牙体牙髓牙周病学杂志,2001, 11: 234-235.

207 张富强,杨宠莹,高素娟.可摘局部义齿修复前后支持组织的应力分析.医用生物力学,1993, 8: 236-239.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

208 张富强.口腔修复基础与临床.上海：上海科学技术文献出版社.2004.
209 张庆诗，刘洪臣，金真，等.单侧咀嚼的功能性核磁成像研究.临床口腔医学杂志，2004，20：406-409.
210 张仁国，王新知，张刚.卡环设计与基牙牙槽骨及剩余牙槽嵴吸收关系的研究.临床口腔医学杂志，2001，17：278-279.
211 张渊，王美青，凌伟.不同牙位加载对颞下颌关节应力分布影响的有限元分析.口腔医学研究，2004，20：369-371.
212 章捍东.白细胞介素-6与牙周组织的改建.牙体牙髓牙周病学杂志，2005，15：354-357.
213 赵军，魏斌，李玲，等.下前牙缺失3种固位方式基牙及牙周组织所受应力的有限元分析.上海口腔医学，2005，14：504-506.
214 赵淑贤，朱进才，程政，等.生长因子促进牙周骨缺损再生的试验研究.西安医科大学学报，2000，21：580-582.
215 周崇阳，冯海兰，杨朝晖，等.咬合重建修复过程中咀嚼肌肌电图的变化.口腔颌面修复学杂志，2003，4：143-146.
216 周青，方马荣，张敏鸣.咀嚼时局部脑活动的功能性核磁共振成像.中国临床解剖学杂志，2001，19：144-145.
217 庄则敬.口腔修复患者审美心理的调查分析.中华医学美学美容杂志，2002，8：316-318.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

附录　关键词索引

A

Applegate 法则 Applegate's rules　46
鞍基 saddle　6

B

半解剖式人工牙 semi-anatomic tooth　12
半精密附着体 semi-precision attachment　28
闭口式印模 closed-mouth impression　135
闭式 U 形腭板 closed horseshoe connector　19
并联卡环 multiple clasp　35
摆动 swing　74
不可逆性水胶体 irreversible hydrocolloids　133

C

瓷牙 procelain tooth　11
长臂卡环 long arm clasp　34
重衬 relining　9
初模型 preliminary cast　135
初印模 preliminary or primary impression　135
唇杆 labial bar　23

D

大连接体 major connector　14
大连接体破损 damage of major connector　195
单个宽腭杆 single palatal strap　17
单臂卡环 one arm clasp　33
导平面 guiding plate　24
导线 guide line　30
倒凹区 undercut area　30
倒钩卡环 reverse hook clasp　33
锻丝卡环 wrought wire clasp　3
对半卡环 half and half clasp　33
对抗臂 reciprocal clasp arm　24

E

腭板 palatal palate　17
腭杆 palatal bar　16
二次印模法 secondary impression　135

F

反回力卡环 reverse back action clasp　35
非倒凹区 non-undercut area　30
非解剖式人工牙 non-anatomic tooth　12
非髁型殆架 nonarcon articulator　120
非压力印模 non-pressure impression　135
分层印模法 layered impression or stratified impression method　136
分区印模法 zoning impression method　136
辅助殆支托 auxiliary occlusal rest　42
附着力 adhesion　57
附着体 attachment　28

G

杆形卡环 bar clasp　33
刚性 stiffness　67
个别托盘 custom impression tray/individual tray　135
功能性印模 functional impression　136
固位 retention　1

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

固位臂 retentive clasp arm 4
固位体 retainer 4
观测仪 surveyor 30
观测线 surveying line 30
冠内附着体 intracoronal attachment 39
冠外附着体 extracoronal attachment 39
冠内固位体 intracoronal retainer 28
冠外固位体 extracoronal retainer 28
冠内支托 intracoronal rest 60
光弹实验应力分析法 photoelastic experimental stress analysis 225
硅橡胶 silicone 134

H

殆关系 occlusal relationship 33
殆轨迹 occlusal pathways 146
殆支托 occlusal rest 26
殆支托折断 breakage of occlusal rest 194
颌位关系 jaw relationship 144
缓冲 relief 149
回力卡环 back-action clasp 35
回转线 rotation line 72

J

基托 denture base 6
基托组织面 tissue side 177
基托磨光面 exposed side 198
基托折断 breakage of base 197
基牙 abutment 10
基牙倒凹 the undercut area of abutment 64
基牙疼痛 pain of abutment 180
激光焊接 laser welding 193
加成反应型硅橡胶 addition reaction silicones 134
间接固位体 indirect retainer 25
间接法修理 indirect repair 202
解剖式印模 anatomic impression 136
解剖式人工牙 anatomic tooth 12
金属基托 metal base plate 8
金属网加强树脂基托 metal framework reinforced resin base plate 9
金属牙 metal tooth 12
金属氧化物印模糊剂 metallic oxide paste 135
精密附着体 precision attachment 28
就位道 path of insertion 56
咀嚼效率 chewing efficiency 2
聚醚橡胶 polyether 134

K

Kennedy 分类 Kennedy's classification 49
卡环 clasp 25
卡环臂 clasp arm 29
卡环固位体 clasp retainer 190
卡环肩 clasp shoulder 29
卡环变形 clasp distortion 187
卡环折断 clasp breakage 152
开口式印模 open-mouth impression 135
可逆性水胶体 reversible hydrocolloids 133
可摘局部义齿 removable partial denture 1
可摘局部义齿的设计 design of removable partial denture 4
可摘局部义齿的损坏 damage of removable partial denture 197

L

连接体 connector 4
连续卡环 continuous clasp 35
联合卡环 combined clasp 35
联合印模法 combined impression 135
髁型殆架 arcon articulator 120
硫醇橡胶 mercaptan rubber base 134

M

马蹄形(U形)腭板 Horseshoe/U-shaped connector 19
摩擦力 frictional force 56

N

黏着力 cohesion 57

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

Q

前后腭杆联合 anteroposterior, or double, palatal bar 16
前后带状腭杆联合型连接体 anteroposterior palatal strap 16
切支托 incisal rest 22
圈形卡环 ring clasp 34

R

RPI 卡环 rest guiding plate I-bar 26
RPA 卡环 rest guiding plate Aker clasp 37
人工牙 artificial teeth 4
人工牙添加 artificial teeth addition 203
任意参考点 arbitrary reference point 120
软组织疼痛 pain of soft tissue 183

S

舌板 lingual plate 15
舌杆 lingual bar 20
舌隆突杆 cingulum bar 20
舌下杆 sublingual bar 20
舌支托 lingual rest 22
舌隆突支托 lingual eminence rest 26
设计单 work authorization 141
生物力学 biomechanics 4
石膏 plaster 114
树脂基托 resin base plate 7
树脂牙 resin tooth 4
双臂卡环 two arm clasp 33
三臂卡环 three arm clasp 29
缩合反应型硅橡胶 condensat silicones 134

T

套筒冠固位体 telescopic crown retainer 29
弹性 flexibility 29
调殆指示材料 occlusal indicator 175
推型卡环 push type clasp 33

W

外形高点 height of contour 22
位移 displancment 65
稳定 stability 2
无限元应力分析法 infinite element stress analysis 226

X

小连接体 minor connector 6
吸附力 adsorption 7
纤维增强树脂基托 fiber reinforced resin base plate 7
修理 repair 29
雪地鞋原理 snowshoe principle 8
选择性压力印模 selective pressure impression 135
旋转 rotation 27

Y

牙列缺损的分类 classification of partially edentulous arches 46
亚类缺隙 modification areas 42
压力式印模 pressure impression 135
延伸卡环 extension clasp 33
咬合模板 occluding template 147
咬合纸 articulating paper, occluding paper 165
咬合蜡 bite wax 145
一次印模法 primary impression method 135
义齿下沉 sinkage of denture 26
应变 strain 127
应力 stress 9
印模膏 modeling plastic 133
龈上洁治 supragingival scaling 117
有限元应力分析法 finite element stress analysis 226
圆环形卡环 circumferential clasp 33

Z

早接触 premature contact 53
诊断模型 diagnostic cast 61

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

诊断蜡型 diagnostic waxing 118
支点 fulcrum 37
支点线 fulcrum line 40
支托 rest 6
支托凹 rest seat 26
直接固位体 direct retainer 26
直接法修理 direct repair 202
终印模 final impression 135
铸造卡环 casting clasp 32
组合卡环 combination clasp 32

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

［Ｇｅｎｅｒａｌ Ｉｎｆｏｒｍａｔｉｏｎ］
书名＝可摘局部义齿修复学＝Ｒｅｍｏｖａｂｌｅ Ｐａｒｔｉａｌ Ｐｒｏｓｔｈｏｄｏｎｔｉｃｓ
作者＝张富强主编
页数＝２５２
出版社＝上海世界图书出版公司
出版日期＝２００９．０１
ＳＳ号＝１２２０９０４３
ＤＸ号＝０００００６６７５１２２
ｕｒｌ＝ｈｔｔｐ：／／ｂｏｏｋ２．ｄｕｘｉｕ．ｃｏｍ／ｂｏｏｋＤｅｔａｉｌ．ｊｓｐ？ｄｘＮｕｍｂｅｒ＝０００００６６７５１２２＆ｄ＝Ｄ９ＥＤＢ２１９３５７ＦＥＣＦ９９Ｆ３Ｂ９２８４９５１７１１ＡＣ

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

封面
书名
版权
前言
目录
第一章　概论
一、可摘局部义齿的基本含义
二、可摘局部义齿的应用意义及适应证
三、可摘局部义齿的历史回顾
四、可摘局部义齿的现状
五、可摘局部义齿的展望
第二章　可摘局部义齿的组成
第一节　基托
一、基托的作用
二、基托的分类
三、基托的要求
第二节　人工牙
一、人工牙的作用
二、人工牙的分类
三、人工牙的要求
第三节　大连接体
一、大连接体的作用
二、大连接体的要求
三、大连接体的类型
第四节　小连接体
一、小连接体的作用
二、小连接体的要求
三、小连接体的类型
第五节　支托
一、支托的作用
二、常见支托的类型和设计要求
第六节　直接固位体
一、冠内直接固位体
二、冠外直接固位体
第七节　间接固位体
一、间接固位体的作用和设计要求
二、常见的间接固位体
第三章　可摘局部义齿的分类
一、Ｂａｉｌｙｎ分类和Ｂｅｃｋｅｔｔ分类
二、Ｋｅｎｎｅｄｙ分类（肯氏分类）
三、Ｃummｅｒ分类
四、Ｓｋｉｎｎｅｒ分类
五、ＡＣＰ分类
六、王征寿分类
第四章　可摘局部义齿的固位和稳定
第一节　固位原理和基本概念
一、可摘局部义齿固位的概念
二、可摘局部义齿稳定的概念
三、可摘局部义齿的固位力
第二节　可摘局部义齿的移位
一、义齿以末端基牙为轴发生的旋转

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、义齿沿纵轴发生的旋转
三、义齿沿垂直轴发生的旋转
第三节　影响可摘局部义齿固位力的因素
一、模型观测仪（ｓｕｒｖｅｙｏｒ）
二、摩擦系数
三、基牙倒凹
四、卡环固位臂
五、制锁状态
六、固位体间的相互制约作用
七、脱位力的大小和方向
第四节　可摘局部义齿固位力的调节
一、增减直接固位体的数目
二、选择和修整基牙固位倒凹
三、调整基牙的分散程度
四、调整就位道
五、调节卡环臂进入倒凹区的深度和部位
六、选择卡环材料刚度和弹性限度
七、选用不同制作方法的卡环
八、利用不同类型的连接体
九、利用制锁作用来增强固位效果
十、利用吸附力、大气压力来协同固位
第五节　可摘局部义齿的稳定
一、造成可摘局部义齿不稳定的因素
二、可摘局部义齿不稳定的表现形式
三、防止可摘局部义齿不稳定的方法
四、各种不稳定现象的具体处理方法
五、可摘局部义齿稳定的设计原则
第五章　可摘局部义齿的设计
第一节　　可摘局部义齿设计的基本原则
一、义齿尽可能保护口腔软、硬组织的健康
二、义齿应有良好的固位与稳定
三、义齿应与生理性？关系协调
四、义齿应符合审美的要求
五、义齿应坚固耐用
第二节　　可摘局部义齿的分类设计
一、Ｋｅｎｎｅｄｙ第一类缺损
二、Ｋｅｎｎｅｄｙ第二类缺损
三、Ｋｅｎｎｅｄｙ第三类缺损
四、Ｋｅｎｎｅｄｙ第四类缺损
第六章　可摘局部义齿修复治疗步骤
第一节　病史询问及临床检查
一、病史询问
二、临床检查
第二节　确定治疗计划
一、可摘局部义齿修复前期治疗计划
二、制定可摘局部义齿修复治疗计划
第三节　修复治疗前的口腔准备
一、外科准备
二、牙周准备
三、基牙的其他准备
第四节　　牙体预备、印模和填写技工单

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、牙体预备
二、制取印模
三、填写修复体制作设计单和医技交流
第五节　颌位关系确定和转移
一、颌位关系确定
二、颌位关系转移
第六节　修复体的制作
一、工作模型处理
二、颌位关系记录相关的技工操作
三、固位体、连接体的制作
四、人工牙排列及选磨
五、基托蜡型制作
六、可摘局部义齿的装盒及热处理
七、开盒、修复体研磨和抛光
第七节　可摘局部义齿的初戴
一、可摘局部义齿初戴前检查
二、可摘局部义齿的就位
三、可摘局部义齿的调？
四、义齿基托组织面适合性检查
五、医嘱
第七章　可摘局部义齿的复诊与处理
第一节　　义齿初戴后可能出现的问题及处理
一、牙齿的疼痛
二、软组织疼痛
三、义齿固位力及稳定性的变化
四、义齿咀嚼功能不佳
五、颞下颌关节不适
六、义齿咬颊、唇和咬舌
第二节　　可摘局部义齿组成部分的损坏与修理
一、卡环固位体的变形与折断
二、？支托折断
三、大连接体的变形或破损
四、基托的隐裂和折断
五、人工牙的脱落与折断
六、人工牙的添加
七、基托的重衬
第八章　可摘局部义齿相关的基础研究
第一节　　国内、外人群牙齿缺失率及修复情况调查
一、国内人群缺牙及修复情况调查
二、国外人群缺牙情况调查
第二节　可摘局部义齿相关的咀嚼功能研究
一、咀嚼的意义
二、与可摘局部义齿相关的咀嚼效能研究
三、咀嚼运动的肌电及与脑核磁成像的相关研究
第三节　可摘局部义齿相关的牙槽骨研究
一、牙槽骨的代谢与改建
二、载荷时牙槽骨的变化
第四节　　可摘局部义齿相关的颞下颌关节及下颌运动研究
一、牙列缺损后引起的颞下颌关节的变化
二、不同加载方式对颞下颌关节的影响
三、下颌运动的相关研究

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第五节　可摘局部义齿与发音的研究
第六节　可摘局部义齿修复相关的心理学研究
一、牙列缺损和牙列缺失患者的心理分析
二、牙科焦虑症
三、口腔修复患者审美心理
四、老年患者的心理评估及临床注意事项
第七节　可摘局部义齿的生物力学研究
一、可摘局部义齿的生物力学研究的常用方法
二、卡环固位体的生物力学分析
三、？支托的生物力学分析
四、大连接体的生物力学分析
五、基牙和牙槽嵴的生物力学分析
附录　关键词索引

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注